Aus der Orthopädischen Universitäts-Klinik Würzburg

Direktor: Prof. Dr. med. A. Rütt

ORTHOPÄDISCHE EINLAGEN UND IHRE VERÄNDERUNGEN IN ABHÄNGIGKEIT VON

1. BERUF
2. GEWICHT
3. SCHUHGRÖSSE DES PATIENTEN

Inaugural - Dissertation

verfaßt und der
Hohen Medizinischen Fakultät
der
Julius-Maximilians-Universität Würzburg
zur
Erlangung der zahnmedizinischen Doktorwürde

vorgelegt von

Georgios Petsos
aus Axioupolis

Würzburg 1970

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41543519_0090

Aus der Orthopädischen Universitäts-Klinik Würzburg

Direktor: Prof. Dr. med. A. Rütt

ORTHOPÄDISCHE EINLAGEN UND IHRE VERÄNDERUNGEN IN ABHÄNGIGKEIT VON

1. BERUF
2. GEWICHT
3. SCHUHGRÖSSE DES PATIENTEN

Inaugural - Dissertation

verfaßt und der
Hohen Medizinischen Fakultät
der
Julius-Maximilians-Universität Würzburg
zur
Erlangung der zahnmedizinischen Doktorwürde

vorgelegt von

Georgios Petsos
aus Axioupolis

Würzburg 1970

Referent: Professor Dr. med. A. Rütt

Tag der Promotion:

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der
Universität Würzburg

Meinen Eltern

INHALTSVERZEICHNIS

		Seite
A)	1. Definition der Einlage	1
	2. Behandlungsziele, die durch die Einlage erreicht werden können	1
	3. Unterschied: Orthopädische, individuell angepaßte Einlage --- vorgefertigte, industrievertriebene Einlage	2
	4. Aufbau der Einlage	4
	5. Maß- und Modellverfahren der Einlage	6
	6. Materialfragen	8
	7. Einteilung der Einlagen hinsichtlich ihrer Funktion	10
	8. Anforderungen an eine Einlage	11
	9. Verschiedene Fußdeformitäten und ihre Behandlungsziele durch die hierfür aus verschiedenen Werkstoffen gefertigten Einlagen	13
B)	PROBLEMSTELLUNG DIESER ARBEIT	20
C)	1. UNTERSUCHUNGSMATERIAL	22
	a) Nirosta	22
	b) Plexidur	25
	2. Angewandte Methodik	28
D)	DARLEGUNG DER UNTERSUCHUNGS-MATERIALIEN (Kurvenzeichnungen und Tabellen hinsichtlich der zeitlichen und werkstofflichen Veränderungen)	30
E)	BESPRECHUNG DER ARBEITSERGEBNISSE	51

Seite

1. Verteilung der Fußdeformitäten 51
2. Abhängigkeit der Nachgiebigkeit der Einlagen von der beruflichen Belastung 51
3. Abhängigkeit der Nachgiebigkeit der Einlagen vom Gewicht und der Schuhgröße der Patienten 53
4. Veränderung der Einlagen an allen 21 Meßpunkten und die Lokalisierung der Stelle ihrer größten Nachgiebigkeit 54
5. Längenveränderung der Einlagen nach einer Tragezeit von 4 Wochen 57
6. Abhängigkeit der Einlagennachgiebigkeit von der Belastungsdauer 58
7. Vergleich der Werkstoffe NIROSTA (V 2 A) und PLEXIDUR nach ihrer Nachgiebigkeit und Beurteilung der gleichen als Einlagenmaterial 59

F) KRITISCHE BETRACHTUNG VERSCHIEDENER EINLAGEMATERIALIEN 65

G) ZUSAMMENFASSUNG 67

H) QUELLENNACHWEIS I - XI

DEFINITION DER EINLAGE

Schuheinlagen sind nach W. MARQUARDT mechanische Heil- und Hilfsmittel zur Behandlung von Fußerkrankungen, die vom Arzt, in der Regel vom Facharzt für Orthopädie, verordnet werden. Außer der Verordnung muß dem Orthopädiehandwerker ein Modell, ein Maßblatt oder eine Schablone zur Herstellung der Einlagen nach den ärztlichen Angaben zur Verfügung stehen. Die vom Orthopädiehandwerker hergestellte Einlage wird vom verordnenden Arzt kontrolliert; Nachbearbeitungen werden von ihm vorgenommen bzw. veranlaßt (A. BLENCKE).

BEHANDLUNGSZIELE DIE DURCH DIE EINLAGE ERREICHT WERDEN KÖNNEN

Mit der Einlage können folgende Behandlungsziele erreicht werden (W. MARQUARDT):

1.) Unterstützung des Fußbogens zur Behebung muskulärer und arthrogener Insuffizienzbeschwerden.
2.) Aufrichtung und Korrektur von Fußdeformierungen, Verhütung von Rezidiven bei Fußdeformierungen, die vorbehandelt wurden, Korrektur von Fußdeformitäten im Abwicklungsablauf des Fußes.
3.) Belastungsausgleich verschiedener Teile der Sohlenfläche und Entlastung überbelasteter Sohlenabschnitte.
4.) Abrollwirkungen zur Entlastung und Schonung einzelner Vorfußteile in der Bewegung.
5.) Beeinflussung der Abwicklungsrichtung des Fußes.

UNTERSCHIED:
ORTHOPÄDISCHE, INDIVIDUELL ANGEPASSTE EINLAGE ...
VORGEFERTIGTE, INDUSTRIEVERTRIEBENE EINLAGE

A. SAXL definiert den Unterschied: Es genügt nicht, sich ohne Stellung einer genauen Diagnose mit wahlloser Verordnung von Einlagen zufrieden zu stellen. Vorerst ist Art und Ort der etwa vorhandenen Fußsenkung zu bestimmen; es kann bald Vorfuß, bald Fußwurzel mehr betroffen sein, es kann aber auch ein entzündeter druckempfindlicher Schleimbeutel oder eine schmerzhafte Exostose bestehen; ja selbst eine übermäßig entwickelte Fußwölbung kann zu Belastungsschmerzen Anlaß geben. Erst eine genaue Untersuchung nach dieser Richtung hin ermöglicht es dem Arzt, die richtige Form der Einlage zu bestimmen, die imstande ist, nach Bedarf zu stützen und zu entlasten.
Die Füße sind individuell überhaupt abweichend gebaut: sie können es an Variabilität fast mit den Nasen aufnehmen (C. RABL).
Bei der Verschiedenartigkeit der Fußerkrankungen, die einer Einlagenbehandlung bedürfen, kann man natürlich nicht mit einer einzigen Einlagenschablone auskommen. Die äußere Form der Einlage muß daher dem speziellen Krankheitsfall entsprechen und wird somit gewisse Abweichungen von der Normalform aufweisen. Das hängt nun davon ab, ob die Fußsenkung mehr in der Fußwurzel oder im Vorfuß lokalisiert ist und ob schmerzhafte Knochenauswüchse oder entzündete Schleimbeutel besondere Berücksichtigung erfordern. Wird durch solche Druckpunkte die eigentliche Form der Einlage beeinflußt, so sind zu ihrer einwandfreien Konstruktion gewisse äußere Ergänzungen notwendig. Diese kommen vor allem dann in Betracht, wenn falsche Stellungen des Fußes im Sinne einer pathologischen Pro- oder Supination zur Anbringung korrigierender "Keile" zwingen.

Eine der wichtigsten Anforderungen an die äußere Form der Einlage ist weiter, daß der feste, stützende Teil der vollen Länge des gesunkenen Fußgewölbes entspricht, daß er also, beim Fehlen von Spreizfußbeschwerden, von der Fersenbasis bis etwas hinter die Enden der Mittelfußköpfchen reichen muß (E. FISCHER, G. HOHMANN).

Viele der gewöhnlichen käuflichen Einlagen haben - selbst bei zufälligem Passen der aufmontierten Ledersohle - eine viel zu kurze, für den speziellen Fall nicht genau anmodellierte Metallstützplatte. Eine wirksame Stützung des viel längeren, einsinkenden Fußgewölbes kann damit nicht erzielt werden.

So kommt es durch den exzentrischen Druck des höchst gelegenen Teiles der Einlage bisweilen zu einem lokalen unerträglichen Druck auf das Os naviculare. Der Träger einer solchen Einlage wird dann vom Verkäufer damit getröstet, er müsse sich eben erst an die Einlage "gewöhnen".

Alle diese gewöhnlichen käuflichen Einlagen haben den einen Fehler gemeinsam, daß sie nicht individuell gearbeitet, sondern Massenfabrikate nach einem x-beliebigen Fußmodell sind, die einmal zufällig bei leichten Senkungsbeschwerden genügen können, aber in der Regel versagen (G. HOHMANN).

Diese Einlagen sind, auch wenn zusätzlich Gewölbestützen angebracht werden, nicht nach Maß angefertigt und können damit auch nicht die entsprechende Paßform haben (A. RÜTT).

Eine orthopädische Einlage kann man nicht einfach kaufen, so wenig man eine Brille im Laden des Optikers oder so wenig man ein fertiges Gebiß kaufen kann (G. HOHMANN).

AUFBAU DER EINLAGE

Jede Einlage besteht aus einem Einlagekörper, der der Sohlenbahn nachgeformt ist und in der Regel von der Ferse bis zur Ballenpartie reicht. In manchen Fällen wird der Fersenteil weggelassen. W. MARQUARDT spricht dann von fersenfreien Einlagen. Damit die Vorderkante der Einlage die Brandsohle des Schuhes nicht allzusehr beschädigt, wird hier ein Vorsatzleder (=Schutzleder = Stoßleder) untergenietet. Es soll wenigstens 3 mm stark und steil abgeschrägt sein. Über das Vorderende des Metalls soll es nicht weiter als höchstens 1 cm hinausreichen. Das Vorführen des Leders in die Schuhspitze hinein ist besonders unzweckmäßig, da es den Zehenraum erheblich beeinträchtigt (C. RABL).

Um das Gleiten der Einlage auf der Brandsohle zu vermeiden, wird der sogenannte Gleitschutz angewandt. Das Unterkleben eines rauhen chromgegerbten Spaltleders genügt oft; das Unterkleben einer dünnen rauhen Gummiplatte ist oft wirksamer, trägt aber stärker auf (W. MARQUARDT). Die von E. FISCHER demonstrierte Dornniete im Fersenteil der Einlage, die sich in die Brandsohle einbohrt, ist ein gutes Mittel, hat aber den Nachteil, daß ein entsprechendes Loch in allen Schuhen eingebohrt sein muß.

Der von C. RABL angegebene Gleitschutz besteht aus einem aufgenieteten dünnen Stahlplättchen, dessen Ecken rechtwinklig aufgebogen sind.

Die Einlage wird häufig mit einem Deckleder versehen. Meist handelt es sich um ein aufgeklebtes oder aufgenietetes Spaltleder.

Zum Verhüten des Abrutschens des Fußes auf der schiefen Ebene der Einlage oder zu besonderen Korrekturwirkungen wird der Außenrand angewandt.

Dieser Außenrand kann profiliert entlang der ganzen Außenkante vorgeführt werden. Häufig genügt anstelle des Außenrandes die Anbringung eines Außenlappens im Fersenteil oder im vorderen Teil

der Einlage.

Auch an der Innenseite der Einlage können zur Führung des Fersenbeines, unter Umständen sogar bis zum Kahnbein reichend, Innenlappen hochgeführt werden. Um das Kippen der Einlage nach innen bei stärkeren Korrekturen zu verhüten, wird zur Stabilisierung der Supinationskeil angewandt.

Zur Wirkung auf die Zehengrundgelenke kann die Einlage nach vorn mit einem Sporn verlängert werden. Ist der Sporn nicht aus dem Material geschnitten, verwendet man angenietete Blanchette-Stahlfedern. Zur Stützung des Querfußgewölbes wird dicht hinter den Mittelfußköpfchen ein sogenannter Metatarsalbuckel angewandt. Dieser Buckel kann entweder in die Einlage eingearbeitet oder als Gummi-, Filz- oder Korkpelotte angelegt werden. Zusätzliche Polsterungen im Fersen- oder Ballenteil unter der Einlage oder unter dem Deckleder dienen der Weichbettung der Ferse oder der Mittelfußköpfchen. Hierzu werden Poro- oder Schwammgummiarten verwandt.

MASS UND MODELLVERFAHREN DER EINLAGE

1.) Das Gipsmodell

Jeder Fuß muß die seiner Eigenart entsprechende Einlage erhalten. Dies geschieht am zweckmäßigsten nach einem Gipsabguß (K. NIEDERECKER, F. BÄHR).
Bei fixierten Füßen ist das Gipsmodell, über das die Einlage gearbeitet wird, oft die Voraussetzung für eine Reihe von notwendigen Arbeitstechniken.
Einlagen aus plastischen Kunststoffen und Einlagen auf der Walklederbasis können nur über dem Gipsmodell hergestellt werden (G. JOACHIMSTHAL, W. MARQUARDT). Das Gipsmodell wird vom Arzt abgenommen. Dieser macht einen Negativabdruck, nachdem er vorher mit Fett- oder Tintenstift auf der Fußsohle die Umrisse der Einlage, die vorspringenden Knochenpunkte, die beachtet und entlastet werden müssen, eingezeichnet hat.
Das Gipsmodell wird in Korrekturstellung am hängenden Fuß angefertigt.
Falsch ist es, den Fuß so abzuformen, wie er krankhaft steht. So, wie er tatsächlich stehen soll, muß er mit den Händen gehalten und gegipst werden (C. RABL). Das Gipsmodell wird mit Gipsbinden angefertigt, vom Fuß abgenommen, ausgegossen und anschließend nachgearbeitet.
Erst so wird aus dem Gipspositiv ein zur Einlagenherstellung brauchbares Zweckmodell.

2.) Der plastische Sohlenabdruck

Die Methode des plastischen Sohlenabdruckes konnte sich nie durchsetzen.
Das Verfahren hat den großen Nachteil, daß keine vollständige

Korrektur von der Sohlenseite her erreicht werden kann.
Der Fuß tritt entweder in eine weiche Ton- oder Plastelinmasse; gelegentlich wurde auch Stenz angewandt.

3.) Die Schablone

A. SCHANZ hatte zur Herstellung der bogenstützenden Einlage mit der Probiereinlage aus Celluloid Erfolg. Diese Einlage wird im warmen Wasser zurechtgebogen; sie kann dann sofort probiert werden und dient als Arbeitsunterlage für die Anfertigung der Einlage aus haltbarem Material.
Bei Anwendung von thermoplastischen Kunststoffen Plexidur und Resadur kann, wie dies H. MAKOWSKY nachwies, die Einlage bei entsprechendem Wärmeschutz des Fußes direkt angeformt werden.

4.) Das Maßblatt

In der Regel wird eine Trittspurkopie mit äußerem und innerem Umriß angewandt. Der äußere Umriß wird durch senkrechtes Umfahren des Fußes angefertigt, der innere durch schräges Umfahren des Fußes, so daß die Konturlinie der ausschließlich bodenberührenden Fußteile eingezeichnet wird.

MATERIALFRAGEN

Die Einlagematerialien unterteilen F. D. DICKSON, R. L. DIVELEY, W. MARQUARDT und A. SAXL in

1. starre
2. halbstarre
3. weiche.

1. Zu den starren Einlagematerialien gehören

A.) Die Metalle

a) Das Duraluminium wurde früher und wird noch heute verwendet. Es hat den Vorteil, daß es leicht ist. Der Nachteil ist seine mangelnde Schweißbeständigkeit und das Abscheuern des Materials unter Bildung eines grauen Staubes, der sich in die Schuhe und Strümpfe setzt.

b) Bronze-Bleche. In der Regel wurde das Duranablech verwendet. Dieses Material ist schweißbeständig, zeigt aber eine große Nachgiebigkeit.

c) V 2 A - Stahl (NIROSTA). Dünne Bleche aus rostfreiem Stahl sind ein ideales Einlagematerial. Die Einlagen aus diesem Material tragen weniger auf als andere. Das Material ist absolut schweißbeständig, abriebfest, seine Haltbarkeit ist sehr hoch.

B.) Die Kunststoffe

a) Thermoplastische Kunststoffe. Es handelt sich um Mischpolymerisate des Acrylsäureesters, die unter den Firmenbezeichnungen "PLEXIDUR" und "RESADUR" Verbreitung gefunden haben.
Das Material ist leicht und schweißbeständig, der Abrieb relativ hoch. Es müssen sehr dicke Platten (3, 5 - 4 mm Stärke) verwendet werden. Dadurch trägt die Einlage sehr

auf. Die Nachbearbeitungsmöglichkeit bei dem Material ist sehr begrenzt.

b) Die geschichteten Kunststoffe. Das Material ist unempfindlich gegen Schweiß und Feuchtigkeit. Der Nachteil aller geschichteten Kondensate: relativ dick, Nachbearbeitung sehr beschränkt.

c) Celluloid-Stahldraht-Technik nach F. LANGE. Diese Einlagen werden aus Gurten, die mit Celluloid-Acetonlösung getränkt sind, hergestellt. Die Einlage ist leicht, hat aber den Nachteil, daß sie nur begrenzt nachbearbeitet werden kann und wegen ihrer Stärke im Schuh aufträgt.

d) Holz. Geschichtete Holzeinlagen werden kaum mehr verwendet.

2. Die halbstarren Einlagematerialien

Hier handelt es sich in der Regel um kombinierte Techniken.

a) Holzledertechnik der Firma Perpedes

Die Einlage wird aus wasserbeständigen, dünnen und leichten Sperrholzfedern aufgebaut. Das Verfahren ist für die Firma Perpedes in Stuttgart patentiert und wird an Bandagistenfirmen in Lizenz vergeben.

b) Walklederstahlfeder. Es handelt sich um Walkledereinlagen (GOCHT), die durch Unternieten von Stahlfedern und Überkleben mit Steifgaze aus Kunststoffen verstärkt werden.

c) Lederkork. Über dem Gipsmodell - auch über einem Schuhleisten möglich - wird die Ledereinlage gewalkt und der Zwischenraum zwischen der Brandsohlenbahn und der Lederdecke mit Kork ausgefüllt.

3. Die weichen Einlagematerialien

a) Gummi-Einlagen. Es handelt sich in der Regel um vorgeform-

te Gummieinlagen, die von verschiedenen Firmen hergestellt werden.

b) Guttapercha. Dieses Material wurde unter der Firmanbezeichnung "Euplaneinlage" nach "LETTERMANN" eingeführt.

EINTEILUNG DER EINLAGEN HINSICHTLICH IHRER FUNKTION

Die verschiedenen Einlagenmodelle können in ihrer Gesamtheit hinsichtlich ihrer Aufgabe und Wirkungsweise nach W. MARQUARDT, ZUM VERTH, F. MATZEN, W. EISNER und K. NIEDERECKER in drei Kategorien eingeteilt werden:

1. Fußstützen
2. Passive Einlagen
3. Aktive Einlagen.

Zu 1.: Solche Einlagen üben nur eine Stützfunktion aus. Im wesentlichen sind sie gewölbestützend und besitzen meist eine Querfußstütze. Sie haben die Aufgabe, durch Normalisierung der Fußstellung einer geschwächten und überdehnten Muskulatur die Möglichkeit zur Erholung zu geben (F. MATZEN). Sie können als prophylaktische oder auch als Behandlungsmittel bei leichten Fußinsuffizienzen Verwendung finden (W. MARQUARDT).

Zu 2.: Die passiven Einlagen fassen durch ihre Form den Fuß und legen ihn in der gewünschten Form und Haltung fest (ZUM VERTH).

Zu 3.: Die aktive Einlage, mit der sich H. SPITZY befaßte, hat eine ganz andere Funktion als die passive Einlage. Sie ist eine Übungseinlage. Sie hat die Aufgabe, den Fuß durch ihren Mechanismus zu aktiver Kontraktion seiner kleinen und langen Fußmuskulatur zu bringen, damit auf diese Weise, aktiv durch Muskelkraft, Haltung des Rückfußes und Form des Längsgewölbes normalisiert werden.

H. SPITZY bedient sich dabei einer Kugel, die er an der Innenseite der Einlage in Höhe des Längsgewölbes anbringt.

ANFORDERUNGEN AN EINE EINLAGE

Die Einlage soll den Fuß je nach seiner Form und Formabweichung nach orthopädischen Grundsätzen stützen und aufrichten, an bestimmten Stellen die Körperlast abfangen und andere Stellen entlasten.

Bei der enormen Verbreitung von Belastungsbeschwerden muß die Einlage diesem Zweck gerecht werden, ohne von seinem Träger einen besonderen Schuh zu verlangen und ohne ihn im Arbeits- oder sozialen Dasein zu hindern.

ZUR VERTH fordert von der Einlage:

1. Die Möglichkeit der orthostatischen Aufrichtung. Die Einlage muß den Fuß so aufrichten, daß das Lot aus der Hüfte in die Unterstützungsfläche, möglichst nahe ihrem Längsdurchmesser, fällt. Sie muß unter Freilassung empfindlicher Stellen der Fußsohle das Körpergewicht an nicht empfindlichen Stellen abzufangen gestatten. Dabei ist Schmerz zu vermeiden.
2. Konstanz ihrer Eigenform, d.h. sie muß selbst ihre Form festzuhalten oder wiederzugewinnen in der Lage sein, unabhängig vom Schuh, in den sie eingelegt wird.
3. Anpaßbarkeit und Änderung zu jeder Zeit und ohne Schwierigkeit. Die individuell nach Gipsabdruck gefertigte Einlage muß nach dem lebenden Fuß umgeformt und angepaßt und nach Gewöhnung wieder umgeformt und nachgepaßt werden.
4. Die Einlage darf den Fuß nicht über das unbedingt notwendige Maß hinaus einzwängen. Muskeln, Sehnen, Gefäße und Nerven sollen in ihren Funktionen möglichst nicht behindert werden. Das ist eine Frage der Form und des Materials. Die alte Kahn-

form verwöhnt den Fuß, enthebt ihn jeder Mitarbeit. Starres, nicht federndes Material wird zur absoluten Einlage. Diese soll nur die Überlast auffangen. Sie behebt die Insuffizienz. Sie ist der Diener und Stützer des Fußes, nicht sein Herr.

5. Die Einlage muß wenig Platz wegnehmen, so daß sie ihren Träger nicht zu einer höheren Schuhnummer zwingt. Eine Aufkrempung des äußeren Einlagenrandes muß daher vermieden werden. Sie stellt ja nur ein künstliches Hilfsmittel dar, wenn es nicht gelingt, den Fuß orthostatisch aufzurichten; sie fordert zu viel Raum. Das Abgleiten wird durch geschickte Formung der Einlage und durch die fest gebaute Seitenkappe des Schuhes verhindert.
6. Die Einlage darf nicht zu schwer sein. Der kranke und müde Fuß verträgt keine erhebliche Steigerung des Gewichts seiner Bekleidung.
7. Bei dem stetig steigenden Bedarf an Einlagen ist die Industrie angehalten, haltbare Stoffe zu entwickeln und zu liefern. Dabei muß sich der Verkaufspreis für die Einlagen in vertretbaren Grenzen bewegen.

VERSCHIEDENE FUSSDEFORMITÄTEN UND IHRE BEHANDLUNGSZIELE DURCH DIE HIERFÜR AUS VERSCHIEDENEN WERKSTOFFEN GEFERTIGTEN EINLAGEN

Fehler der Fußwölbung

Senkt sich der Fuß beim Auftreten durch, so spricht man vom Senkfuß (Pes planus). Ist auch ohne Belastung keine Wölbung vorhanden, sagt man Plattfuß. (Die Begriffe Senkfuß und Plattfuß sind ein Sammelbegriff geworden, da sie in der Literatur nicht mehr auseinander zu halten sind).
Ist die Fußwölbung zu stark, so spricht man vom Hohlfuß (Pes cavus). Unter Spreizfuß (Pes transversus) versteht man gemeinhin das Durchtreten der mittleren Mittelfußknochen und somit das Einsinken des Quergewölbes (C. RABL).
Ist der Fuß gegenüber dem Unterschenkel im Valgussinn nach außen abgeknickt, so spricht man vom Knickfuß (Pes valgus). (F. MATZEN). Es kommen nicht selten Kombinationen verschiedener Fehler der Fußwölbungen vor. Z. B. vereinigt sich manchmal ein Spreizfuß mit einem Senkfuß, d. h. eine Abflachung des Längs- mit einer des Quergewölbes (Senk-Spreiz-Fuß). Vereinigt sich ein Knick- mit einem Senkfuß, so spricht man vom Knick-Senk-Fuß. Bei einer Kombination von Knick-Senk- und Spreizfuß spricht man von einem Knick-Senk-Spreiz-Fuß.

1. Knick-Senkfuß (Pes valgo-planus)

Beim Knick-Senk-Fuß steht die Ferse im Verhältnis zu den Ballen zu stark proniert (nach außen gekippt). So liegt die tibiale Seite zu tief, und dadurch droht der Fuß nach innen umzukippen (Pronationskippung nach C. RABL). (Weiterhin ist der Fuß gegenüber dem Unterschenkel im Valgussinne nach außen abgeknickt.) Der Vorfuß steht gegenüber dem Rückfuß abduziert, so daß auch die Längsachse des Fußes eine Knickung erfährt (F. MATZEN).

Die Knick-Senk-Fuß-Einlage

Um die optimale Korrektur des Knick-Senk-Fußes zu erreichen, muß die Einlage nach E. FISCHER, F. D. DICKSON, R. L. DIVELEY und C. RABL folgenden Anforderungen entsprechen:

1.) Korrektur der Fersenpronation
2.) Verhütung der Vorfußflexion und zwar auch während der Abrollung des Fußes
3.) Wiederherstellung der normalen Torsionsform des Fußes
4.) Anpassung an die Mobilität bzw. an den Kontraktionszustand des Fußes
5.) Korrektur der Abduktion des Vorfußes, freies Muskelspiel und feste, unverrückbare Lage der Einlage im Schuh.

1886 fertigt F. BEELY eine Einlage aus abgehärtetem Stahl an. Sie unterstützt den Fuß von der Ferse bis zu den Metatarsalköpfchen fast in der ganzen Breite und besitzt im vorderen Teil drei bis vier den Metatarsalknochen parallele Einschnitte.

1890 stellt R. WHITMAN seine Einlage aus 18 - 20er Maßstabstahl her. Sie besteht aus drei Teilen.

Der Hauptteil erstreckt sich vom Fersenzentrum bis zu einem Punkt hinter den Großzehenballen.

Ein breiter, innerer aufrechter Teil bedeckt und stützt das Sprung-Kahnbein-Gelenk.

Der laterale aufrechte Teil bedeckt das Calcaneus-Cuboid-Gelenk und hält den Fuß sicher in der Stütze.

1903 bauen M. LANGE und K. LENGFELNER ihre Einlage zum ersten Male aus Celluloid in Kombination mit Metall.

1908 stellt H. BARDACH Einlagen aus Kautschuk her. Charakteristisches Merkmal ist dabei, daß der Calcaneus am gehobenen Innenrand sichelförmig von der Kautschukerhöhung umfaßt wird.

1911 gebraucht O. VULPIUS für seine Einlage (auch Heidelberger Einlage genannt) zwei gut gegerbte Sohlenlederstücke. Zwischen die beiden Lederschichten kommen Federn aus gehärtetem dünnen Bandstahl.

Das kürzere untere Stück reicht von der Ferse bis zum Anfang des Zehenballen, das obere dünne Stück läuft bis zur Fußspitze durch. (Ähnlich ist die Walkledereinlage von H. GOCHT konstruiert. zit.. von G. HOHMANN).

1914 versucht P.N. ROBERTS mit seiner Einlage die Valgusdeformierung durch Rotation des Calcaneus zu beseitigen. Die Einlage besteht aus einer kleinen Platte, die sich nur bis zur vorderen Grenze des Calcaneus erstreckt.

1920 konstruiert S. ROMICH eine neue Einlage. Sie besteht im wesentlichen aus einer s-förmigen Blattfeder, deren Enden mittels einer in der Länge verstellbaren Sehne verbunden sind.

1920 zitiert ZUR VERTH die ZUSER-Pneumatik, die als Doktoreinlage euphemistische zubenannt wurde.

1921 legte H. SPITZY der Konstruktion von Einlagen ein anderes Prinzip zugrunde.

Er hat eine "aktive" Einlage (Übungseinlage) hergestellt, indem er eine Kugel an der Innenseite einer ebenen Metallplatte an der Stelle befestigte, die etwa dem Scheitelpunkt des Gewölbes entspricht. Zweck dieser Einlage ist die Muskelkraft des schlaffen Knickfußes zu heben.

1927 stellt E. SCHNEIDER eine Einlage vor, die aus einer ziemlich schmalen, nicht dicken Stahlfeder besteht und zwei seitliche Aufbiegungen zeigt. Der Zweck der seitlichen Aufbiegungen ist die Korrektur der Calcaneusstellung.

Die Einlage von E. FISCHER (1928) weicht von den bisherigen ab. Vorne ist sie ganz schmal und läßt das I. und V. Mittelfußköpfchen angehoben. Das hintere Ende der Stahlrippe ist als Valgusstütze ausgebildet, die Höhe derselben ergibt das Modell.

1933 empfiehlt M. SCHOTTE die "korrigierende Fersen-Ballenstütze". Sie wird aus Lindenholz hergestellt, die an der Stelle, wo das Sustentaculun tali zu liegen kommt, einen Höcker von 4 - 10 mm läßt.

1934 läßt J. HASS seine Fibre-Einlage (hydraulisch gepresste Cellulose) nach vorne bis zu den Metatarsalköpfchen, an der Innenseite bis zum Naviculare reichen. Auf der Außenseite des Calcaneus hat die Einlage bei länger bestehenden Plattfüßen einen aufgebogenen Haken, um das Abrutschen der Ferse nach außen zu verhindern. Nach dem gleichen Prinzip baute P. LENGEMANN (1935) seine nach Probiermodellen nachformbare Einlage.

Bei der Überlegung, eine Einlage zu schaffen, die in jedem Schuhwerk, auch im Sport- und Badeschuh zu tragen ist, konstruiert H. VOGEL (1935) eine pneumatische Fußstütze, die sogenannte "Balloneinlage".

1936 beschreibt E. BRAATZ eine Einlage, die den Knickfuß in der richtigen Lage halten soll und zwar durch einen Halt, der über dem Fußgelenk nach oben hinausreicht. Diese Einlage umgreift mit ihrem aufgebogenen Rand nur den Rückfuß und läßt den Vorfuß frei.

1936 macht G. HOHMANN seine Einlage bekannt. Sie wurde von ihm wegen ihrer Wirkung "Detorsionseinlage" genannt. Sie soll die falsche Verdrehung oder Torsion des Fußes so weit als möglich korrigieren. Diese Einlage ist vorn innen am kürzesten, vorn außen am längsten. Die Detorsionseinlage muß vorn bis über das 5. Metatarsalköpfchen hinausgeführt werden und den Großzehenballen freilassen, damit er beim Abwickeln frei zu Boden und mit Hilfe seiner Muskeln arbeiten kann.

Die von H. RENESSE (1936) erstellte Einlage besteht in ihrem hinteren Abschnitt aus einer Metallplatte, die nach vorne nur bis an das Lisfran'sche Gelenk reicht, vom vorderen Rand dieser Platte zieht eine dünne, schmale elastische Stahlfeder nach vorn und trägt an ihrem vorderen Ende eine kleine Platte mit ausgetriebenem Mittelfußbuckel, der hinter den Mittelfußköpfchen stützt.

1938 konstruiert P. GROUVEN die "Dreheinlage". Die wesentlichen Kennzeichen dieser Einlage bestehen darin, daß sie das mediale Längsgewölbe des Fußes sowie die Gegend des Großzehenballens

und den mittleren Abschnitt des äußeren Fußrandes freiläßt. Ihre wichtigste Eigenschaft ist die Torsionswirkung.
F.D. DICKSON und R.L.DIVELEY (1939) benützen selbst Einlagen aus Schwammgummi von ziemlich fester Konsistenz. Die Einlage hat zwei Teile: Einen Längs-Abschnitt für das Längsgewölbe und einen vorderen Abschnitt für das Quergewölbe des Mittelfußes. Sie erstreckt sich von der Ferse bis hinter den Kopf des Metatarsale II.
Die Einlage wird im Schuh fest an der Brandsohle befestigt.

1953 stellt W. ELSNER eine neue Knick-Senk-Fuß-Einlage vor. Ihre korrigierende Wirkung besteht in einer Abduktions- und Valgusstellung des Rückfußes. Dies wird dadurch erreicht, daß der Fersenflügel am hinteren Fersenbein angreift und diesen dadurch festhält, während der vordere Teil des Calcaneus und der vordere Teil der Fußwurzel auf der schiefen Ebene nach lateral abgleiten.

1954 spricht VON VOLKMANN von einer Winkelhebel-Flügel-Einlage. Das Wesentliche seiner Einlage sind die Ebnung des Fersenbodenteiles und der möglichst weit nach vorne medial gezogene hintere Auftrittspunkt. Der rückwärtige Querschnitt der Einlage ist kastenartig geformt und umfaßt den Rückfuß wie eine Zwinge. Der Bodenteil der Einlage bildet mit der medialen Innenwand der den Rückfuß umfassenden Zwinge einen Winkelhebel, dessen Drehpunkt die mediale Ecke der Einlage darstellt. Sie hat ein normal gehaltenes Längsgewölbe, einen Fersenteil und breite Außenlappen.

Zur Herstellung seiner Metall-Ledereinlage wendet G. WELLMITZ (1963) im Prinzip die von G. HOHMANN beschriebene Detorsionswirkung oder auch die Drehwirkung nach P. GROUVEN an.

2. Der Spreizfuß (Pes transversus)
Unter "Spreizfuß" versteht man das Durchtreten der mittleren Mittelfußknochen nach unten.

Der gesunde Fuß stellt nicht nur der Länge nach, sondern auch in querer Richtung ein Gewölbe dar.
Sinkt dieses Gewölbe ein, so kommen das 2. und 3. Mittelfußköpfchen tiefer zu liegen. Da sie länger sind als die übrigen, treten ihre Vorderenden besonders nachdrücklich auf den Boden und werden überlastet.
Abhilfe ist auf verschiedene Weise möglich: Man kann den Mittelfuß mit einem etwa 7 cm breiten Gummiband zusammenfassen, das mit einem kleinen Kissen von unten her die Metatarsalie hebt. In einfachen Fällen genügt das.
Besser ist es, wenn man den Druck auf andere, unempfindliche Stellen verlagert (C. RABL).
Nur so wird eine wirkliche Entlastung erreicht.
Um den Boden unter dem 2. und 3. Mittelfußköpfchen von zu starkem Druck zu befreien, wird die dahinter liegende Gegend schärfer gestützt. Hier also wird die Einlage hochgetrieben (sog. Metatarsalbuckel oder Metatarsalwölbung). Nach hinten soll der Übergang fließend sein.
WELSCH (zitiert von C. RABL) entlastet die durchgetretenen Mittelfußköpfchen außerdem durch Unterpolsterung dergleichen mit Moosgummi.
W. MARQUARDT benützt seine "Schmetterlingsrolle" oder die von ihm gebaute "gabelförmige" Einlage.

3. Hohlfuß (Pes cavus)

Als umgekehrtes Spiegelbild des Plattfußes bezeichnete BÖHLER (zitiert von C. HOHMANN) den Hohlfuß. Beim Hohlfuß ist der erste Strahl (1. Keilbein und Mittelfußknochen) gegen die Fußwurzel stark nach unten abgebogen. Auf der Innenseite ist dadurch die Wölbung überhöht, während sie außen annähernd normal bleibt.
Welche Wirkung hat das?
Der vordere Teil der Fußwurzel wird von innen her aufgerichtet, er steigt auf der tibialen Seite in die Höhe, während er auf der fibu-

laren liegen bleibt. Durch diese einseitige Hebung von innen her droht der Fuß nach außen umzukippen (Supinationskippung nach C. RABL).

Für die Einlagenversorgung kommen lediglich leichtere Hohlfuß-deformitäten in Betracht (W. MARQUARDT, C. RABL).

Die Einlage soll den 1. Strahl vorn dorsalwärts heben, darf also das Längsgewölbe nicht zu stark unterstützen. Sie muß den Rückfuß von außen her fassen, um seine Varusstellung zu verbessern (G. HOHMANN). Nach C. RABL soll unmittelbar hinter dem Mittelfuß-köpfchen und vor der Ferse gehoben werden.

PROBLEMSTELLUNG DIESER ARBEIT

Solange orthopädische Einlagen hergestellt werden, ist man stetig auf der Suche nach neuen Materialien, die in etwa den von ZUR VERTH gestellten Anforderungen entsprechen.

Die Zahl der Materialien, die in den letzten 80 Jahren zur Herstellung der Schuheinlagen verwandt wurden, ist sehr groß.

F. BEELY verwendet bereits 1886 gehärteten Stahl zur Herstellung der von ihm entwickelten Einlegesohlen. 1890 gebraucht R. WITTMANN 18 - 20er Meßstab-Stahl für seine Fußplatte. F. LANGE (1903) bedient sich Celluloidstahldraht als Einlagematerial. H. BARDACH (1908) stellt seine Einlage aus Kautschuk her. DURANA verwendet erstmals A. SCHANZ im Jahre 1923. Eine Holz-Leder-Spezialtechnik (Perpedes-Einlage) wird von C. MANN 1934 zur Einlageherstellung angewandt. M. SCHOTTE (1934) gebraucht für seine korrigierende Fersen-Ballenstütze Lindenholz. Mit Fibre (hydraulisch gepreßte Cellulose) befaßt sich 1935 J. HAAS. Schwammgummi als Einlagematerial findet bei F.D. DICKSON und R.L. DIVELEY (1939) Verwendung.

Im Laufe der Jahre haben diese Materialien erhebliche Nachteile gezeigt. Entweder war die Nachgiebigkeit der verwendeten Stoffe zu groß, sodaß ihre Verwendung nicht den versprochenen Effekt brachte, oder sie waren zu wenig widerstandsfähig und Brüche oder Knicke zwangen zu neuen Einlagen. Beschritt man den Weg zu einer stärkeren Einlage, so wurde sie zu dick und das übliche Schuhwerk war für den Fuß zu klein geworden. Ein weiterer Fehler war die teilweise mangelhafte Korrosionsbeständigkeit oder die hohe Aufsaugquote von Wasser oder Schweiß mit allen Folgen.

In der Orthopädischen Klinik Würzburg wurden in den letzten 20 Jahren unter anderem die Materialien NIROSTA (V 2 A) und Plexidur verwandt. NIROSTA zeichnet sich durch geringe Stärke, durch Korrosions- und Formbeständigkeit aus. Plexidur ist wegen seines spezifischen Gewichts bekannt.

Berücksichtigt bei der Anpassung der Einlagen wurde die zu erwartende Belastung, wobei man sich an das Körpergewicht und evtl. an den Beruf empirisch orientierte. Die übliche Einlagenstärke bewegte sich bei NIROSTA von 1,1 bis 0,9 mm und bei Plexidur von 4,0 bis 3,5 mm.
Nun soll die Nachgiebigkeit dieser Werkstoffe NIROSTA (V 2 A) der Stärke 0,9, 1,0, 1,1 mm und Plexidur der Stärke 3,5, 4,0 mm hinsichtlich Beruf, Gewicht und Schuhgröße der Patienten gemessen werden. Aufgrund dieser Messungen soll weiter die bestmögliche Verordnung der Stärke dieser beiden Werkstoffe festgelegt werden.

UNTERSUCHUNGSMATERIAL

An mechanische Heil- und Hilfsmittel zur Behandlung von Fußerkrankungen müssen hohe Ansprüche gestellt werden:
Gute Formbarkeit des Materials auch bei mehrmaliger Bearbeitung und Formtreue bei langer Beanspruchung. Nach H. WILL soll sich das Material nicht nur äußerlich der Fußform anpassen, sondern es muß darüber hinaus gestatten, da die einzelnen Glieder des Fußbewegungsapparates von besonderer Bedeutung sind, diese herauszuarbeiten.

Nirosta (V-2-A):
Die rost- und säurebeständigen Stähle sind gekennzeichnet durch einen Chromgehalt von mindestens 12,5 g% Cr. Bei diesem Legierungsanteil vermag das Chrom seine wesentliche Eigenschaft, sich gegenüber vielen Angriffsmitteln passiv zu verhalten, auf den Stahl zu übertragen.

Nach neueren Anschauungen beruht die Passivität auf einer adsorptiven Absättigung der freien Valenzen der Oberflächenatome durch Sauerstoff oder auf einer unter dem Einfluß des Angriffsmittels stattfindenden Elektroenenverschiebung zwischen dem Eisen- und Chromatom, wodurch die Eisenatome die Elektronenkonfiguration (Elektronenstellung) eines Edelmetalles annehmen. Das bedeutet mit anderen Worten: Durch diesen Vorgang geht das lösliche (aktive) Eisen in den unlöslichen (passiven) Zustand über.
Diese Stähle werden wegen ihrer hervorragenden chemischen und mechanischen Eigenschaften in allen Zweigen der chemischen Industrie, des Maschinenbaues sowie in der Medizin und Zahnheilkunde, in der Architektur und Fahrzeugbau verwendet.
Die rost- und säurebeständigen Stähle lassen sich in vier folgende Gruppen einteilen:

A. die ferritischen und martensitischen Stähle
B. die austenitischen Stähle
C. die ferritisch-austenitischen Stähle
D. sonstige korrosionsbeständige Stähle und Legierungen.

Das in der hiesigen Klinik für die Anfertigung von orthopädischen Einlagen angewendete Material NIROSTA (V2A) handelt sich um den austenitischen Stahl REMANIT 1880 FH der Werkstoffnummer 4310 und des Kurznamens nach DIN 17006 x12CrNi177.

Die austenitischen Stähle stellen die wichtigste Gruppe unter den rost- und säurebeständigen Stählen dar und sind gekennzeichnet durch Gehalten von 12 - 25 % Cr, 5 - 25 % Ni und Zusätzen anderer Legierungselemente, wie Mo, Cu, Ti, Nb, N und S. Da die Elemente Nickel und Stickstoff die Eigenschaft haben, das Gebiet des unmagnetischen γ-Eisens (Austenit) zu erweitern, haben die Stähle dieser Gruppe nach rascher Abkühlung von 1050 - 1100 Grad austenitisches Gefüge.

Wie bei den ferritischen Stählen können infolge der fehlenden Umwandlung die mechanischen Eigenschaften durch eine Wärmebehandlung nicht beeinflußt werden. Lediglich durch eine Kaltverformung ist infolge der hohen Kaltverfestigungsneigung eine Festigkeitssteigerung möglich. Bei sehr hohen Dehnungswerten zeigen die Stähle dieser Gruppe von allen rost- und säurebeständigen Stählen die beste Kaltumformbarkeit.

Die austenitischen Stähle im Vergleich zu anderen lassen sich wesentlich besser umformen. Die starke Neigung zur Kaltverfestigung, insbesondere der instabil austenitischen Stähle, erlaubt eine wesentlich höhere Belastung der kritischen Querschnitte. Das Verhalten bei der Formgebung ist daher günstiger, wenn auch eine größere Umformungskraft benötigt wird.

Warum behalten Remanit-Stähle auch bei sehr unterschiedlichen Bedingungen ihre tadellose Oberfläche?

Die Beständigkeit der Oberfläche gegenüber den verschiedensten

Angriffsmitteln - seien es normale Atmosphäre, Industrie, Luft, alkalische oder saure Dämpfe, oder seien es Flüssigkeiten, Wasser, Laugen oder Säuren liegt in erster Linie in dem Chromanteil der Remanitlegierungen begründet.

Das nach der elektrochemischen Spannungsreihe gegenüber Eisen zwar unedlere Chrom bildet bei der Berührung mit Sauerstoff sehr dichte und festhaftende unsichtbare Schutzschichten aus Chromoxyden. Die Passivität, d.h. die Beständigkeit, ist jeweils auf die oberen Atomschichten der Stahloberfläche beschränkt und erneuert sich bei Beschädigung immer wieder.

Durch Zusatz von Molybdän wird die Passivierbarkeit der Stähle wesentlich erhöht.

Durch den Zusatz von Nickel wird eine Änderung der Gefügeausbildung bei gleichzeitiger Verbesserung der mechanischen Eigenschaften erreicht.

Für die Remanit-Stähle muß allgemein gesagt werden, daß sie wegen ihrer geringeren Wärmeleitbarkeit vorsichtiger behandelt werden müssen als Teile aus Eisen und Stahl. Ein zu starkes Drücken bei Schleifen oder Polieren führt leicht zur Bildung von Brandflekken und Verwerfungen, bei gehärteten Teilen zur Mißbildung. Deshalb muß bei diesen Remanit-Stählen für eine reichliche Kühlung beim Schleifen gesorgt werden.

Außer einem Schleifstein, der im allgemeinen nur zum Vorschleifen dient, kommen verschiedene Arten von Schmiergelscheiben in Frage. Es können auch endlose Bänder oder Scheiben aus einem geeigneten Schleifstein benützt werden. Als Schmiermittel beim Schleifen dienen Fettmassen (Industriefett oder ähnliche technische Fette) sowie Oele, damit gut feucht geschliffen wird.

Zur Erzielung von Mattpolitur wendet man vielfach das sogenannte Bürsten an. Hierzu dürfen aber keine Bürsten aus normalem Stahl Verwendung finden, da durch Abrieb sich feine Stahlsplitterchen der Bürsten in die Oberfläche des rostfreien Stahles eindrücken

können. Diese Gefahr ist noch größer, wenn vorher mit der gleichen Bürste Gegenstände aus einfachem Stahl gebürstet worden sind. Das könnte den Eindruck erwecken, als ob der rostfreie Stahl selbst Neigung zum Rosten besäße (Fremdrostbildung). Zum Polieren auf Hochglanz dient die Schwabelscheibe. Als Polierpaste hat sich mit Fett zusammengepreßtes Chromoxyd, das sogenannte Poliergrün, bewährt.

Plexidur:

Chemisch handelt es sich bei Plexidur um ein Copolymerisat des Comonomeren Acrylnitril mit dem monomeren Methacrylsäuremethylester (H. LUCKE).

Plexidur ist ein durchsichtiger, bernsteinfarbiger thermoplastischer Kunststoff, der ebenfalls zusammen mit dem allgemein bekannten Plexiglas in die Gruppe der Acrylgläser gehört. Sein spezifisches Gewicht beträgt 1,17 g/cm^3.

Die mechanischen Eigenschaften sind (Zitat von F. PÜSCHEL):

Wichte:	g/ cm^3		1,17
Zugfestigkeit:	kg/cm^3		1,000
Bruchdehnung:	%		20 - 30
Dehnung nach dem Bruch:	%	etwa	7
Dauerfestigkeit:			
5000 - 8000 Std.			
glatter Stab	kg in cm^2		400
gekerbter Stab	kg in cm^2		400
Biegefestigkeit	kg in cm^2		1,600
Elastizitätsmodul			
(durch Biegung)	kg/cm		45,000.

Die besonderen Vorteile von Plexidur liegen nach F. PÜSCHEL in der einfachen mechanischen Bearbeitung, vor allem aber in der spannlosen Formbarkeit, zum anderen auch in der Sauberkeit und Hygiene. Verdünnte Säuren und Laugen sowie die meisten Lösungsmittel grei-

fen Plexidur nicht an, so daß mit Korosionserscheinungen - wie beim Leichtmetall - nicht zu rechnen ist. Plexidur wird vor allem in der Orthopädie zur Herstellung von Einlagen verwendet. Hierzu wird das Material entweder in Tafeln oder auch in flachen Rohlingen bereitgestellt. Plexidur ist angenehm leicht, altert nicht, ist hautverträglich, nimmt keinen Schweiß oder Geruch an, schmiert und staubt nicht und läßt sich leicht sauber halten. Zur Einlageanfertigung aus Plexidur können Einlagerohlinge verschiedener Größe und Form fertig vom Händler bezogen werden. Die Auswahl an Rohlingen ist sehr reichlich; somit ist nur in Sonderfällen eine Selbstfertigung des Rohlings nach einem Papiermuster notwendig. Die Stärke des Rohlings richtet sich sowohl nach der Schwere des Patienten als auch nach der Art der Einlage. Nach RÖHM und HAAS haben sich folgende Erfahrungswerte herausgebildet:

Schuhgröße:	Einlagedichte:
23 - 26	2 mm - 2,5 mm
27 - 36	2,5 mm - 3 mm
37 - 41	3 mm - 3,5 mm
42 - 48	3 mm - 3,5 und 4 mm.

Damit die Einlage besonders in den Stärken 3,5 und 4 mm im Schuh nicht zu stark aufträgt, kann man die Ferse auf etwa 1,5 mm herunterschleifen. (Die Schlifffläche muß sorgfältig nachpoliert werden.)

Der Rand des Rohlings muß tadellos feinbearbeitet sein; dies ist für die Bruchfestigkeit der Einlage ausschlaggebend und schont nebenbei das Schuhfutter. Der Rand darf keine Kerben aufweisen, d.h. er muß gut geschliffen und somit abgerundet sein. Nach dem Feinschleifen wird der Rand poliert. Dabei ist darauf zu achten, daß er nicht zu heiß wird. Kommt es zu einer Überhitzung, so verliert das Plexidur wertvolle Eigenschaften, u.a. büßt es seine Biegefestigkeit ein. Überhitztes Plexidur erkennt man leicht an einem etwas dunkleren, rötlichbraunen Farbton, der nicht wieder rückgängig gemacht wer-

den kann. Durch Erwärmen auf 140 Grad C in einem Heizschrank wird Plexidur in 5 - 6 Minuten weichgummiähnlich und damit formbar. Auch bei diesem Arbeitsgang ist streng darauf zu achten, daß die Erweichungstemperatur nicht wesentlich überschritten oder der Werkstoff zu lange erhitzt wird. Die Formung der Einlage erfolgt im wesentlichen über einem Gipspositiv. Die Oberfläche des Gipsabdruckes muß so glatt wie möglich sein, denn jede Unebenheit würde sich genau auf der Einlageoberfläche abbilden. Das erhitzte Plexidur wird auf das Gipspositiv aufgelegt und durch Andrücken mittels eines Schaumgummis bzw. Luftkissens geformt. Nach Abkühlen auf 50 % kann der Rohling von der Form abgenommen werden. Besondere individuelle Feinheiten werden dann nach Erweichung einzelner Stellen über einer Holzhalbkugel oder einer Holzkante nachgearbeitet. Die lokale Erhitzung der Einlage sollte mit Spezialgeräten, wie z.B. dem Zinser-Heißluftgerät oder dem Horo-Hitzstrahler erfolgen, um Schäden im Material zu vermeiden. Sind Innen- bzw. Außenlappen bei Einlagen erforderlich, so gibt es entsprechend vorgefertigte Rohlinge, die sich in der gleichen Weise wie oben beschrieben bearbeiten lassen.

ANGEWANDTE METHODIK

Alle Messungen zur Feststellung der Nachgiebigkeit der Einlagen wurden mit der von R. HEUPEL zum ersten Mal entwickelten Meßvorrichtung durchgeführt.
Diese Meßvorrichtung (Abb. 1) besteht aus einer oberen Meßplatte und aus zwei - einer vorderen und einer hinteren - Auflageplatten, die mit Abstandhülsen, durch die Gewindeschrauben führen, festgehalten werden.

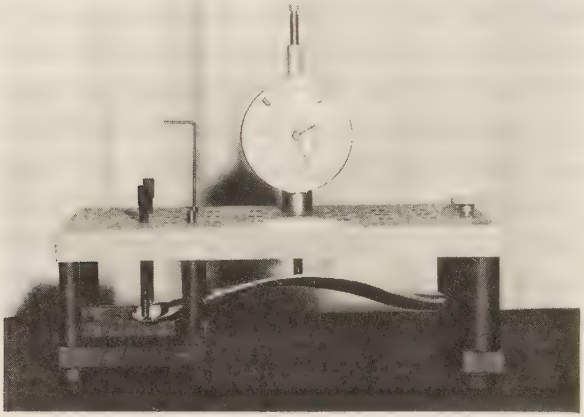


Abb. 1: Meßvorrichtung

Die obere Meßplatte trägt 21 Meßbohrungen für die bis 1/100 mm arbeitende Präzisionsuhr, 10 Bohrungen mit Gewinde vorne für die Rändelschrauben und eine Bohrung mit Gewinde hinten für die Rändelschraube mit eingeklebter gehärteter Kugel.
Die vordere untere Auflageplatte trägt zwei festgeschraubte Auflageschienen und fünf Bohrungen mit Längsschlitz für den Einsatz mit Zapfen. Auf der hinteren unteren Auflageplatte ist eine feststehende Madenschraube mit einer gehärteten eingeklebten (mit zwei Komponenten-Kleber) Kugel.

Jede Einlage weist am Fersenteil eine Bohrung (⌀ 2,5 mm) für die eingeklebte Kugel der Madenschraube auf. Vorne befindet sich ein Schlitz von höchstens 0,5 cm Länge für den genau passenden Zapfen des Einsatzes.

Die Einlage wird seitlich eingeführt, hinten mit der Rändelschraube justiert und vorne mit dem Einsatz zentriert.

Außerdem wird sie mit zwei Rändelschrauben seitlich genau auf den Auflageschienen leicht festgehalten.

Bei allen Messungen wurde besonders darauf geachtet, daß die Einlage richtig auf allen drei festgelegten Punkten (hinten auf der Kugel der feststehenden Madenschraube und vorne auf den zwei festgeschraubten Auflageschienen) gelegen hat.

Weiter wurde beachtet, daß durch das Drehen der Rändelschrauben die Einlage nicht in Spannung gerät, sondern nur ganz leicht festgehalten wird.

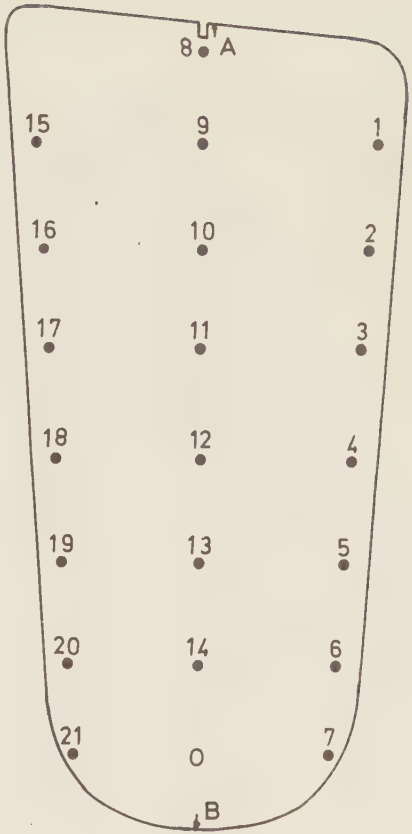
Die Länge der Einlagen wurde immer vor und nach dem Tragen mit einer Schublehre (Präzision 1/10 mm) an zwei vorher eingravierten Punkten A und B (siehe Abb.1) gemessen.

DARLEGUNG DER UNTERSUCHUNGSMATERIALIEN

Für die Fragestellung standen 43 Patienten zur Verfügung. Sie wurden in der orthopädischen Poliklinik gründlich untersucht. Nach sicherer Diagnosestellung wurde bei jedem Patienten von beiden Füßen je ein Gipsabdruck angefertigt, nach denen die Einlagen paßgerecht erstellt wurden. Ehe die Einlagen getragen werden durften, erfolgte eine neue Kontrolle auf richtigen Sitz. Anschließend wurden die Einlagen nach beiliegendem Muster (Abb. 2) ausgemessen, so daß für den Versuch Basiswerte vorhanden waren. Alle Messungen wurden für die Einlagen beider Füße durchgeführt. Nachdem auch die Länge der Einlagen gemessen und auch hier der Basiswert bestimmt war, konnten sie zum Tragen freigegeben werden. In einem Punkt weichen die Einlagen von der sonst üblichen Bauweise ab. Um Meßfehler zu vermeiden, waren die Stoßleder nicht aufgenietet, sondern bei den Nirosta-Einlagen mit Metallogum und bei den Einlagen aus Plexidur mit Pattex-Spezial aufgeklebt. Das herkömmliche Nieten trug die Gefahr in sich, daß die Einlagen verbogen und damit bereits verändert wurden. Ferner störten die Nieten die Messung in der Meßvorrichtung; daher würde natürlich auch das Annieten einen zu großen Meßfehler bedeuten. Jeder Patient trug Nirosta-Einlagen der Stärke 1,1 mm, 1,0 mm und 0,9 mm je 4 Wochen lang (Abb. 3). Außer der jeweils vorangehenden Basiswertbestimmung erfolgte jede Woche eine Versuchsmessung nach dem gleichem Schema. Bei den unter Gruppe A aufgeführten Patienten mußte auf die Messung der 0,9 mm starken Nirosta-Einlagen verzichtet werden, da diese Stärke den Belastungen nicht standhielt. Weiterhin erhielten 11 aus den bereits mit Nirosta-Einlagen getesteten Patienten nach Abschluß dieser Meßreihen Einlagen aus Plexidur der Stärken 0,4 mm und 3,5 mm. Auch hier wurde eine Meßreihe angelegt, die der mit Nirosta entsprach.

Die Auswahl der Meßpunkte berücksichtigte das Fußlängsgewölbe. Sie wurden in drei Längslinien angeordnet, die dem inneren, mitt-

Linke Einlage



Rechte Einlage

Abb.2: Verteilung und Numerierung der Meßpunkte auf den Einlagen

Linke Einlage	1	2	3	4	5	6	7
Name : Diagnose : Gewicht : Schuhgröße : Material-Stärke : Nir. 1.1 mm Beruf :							

Mess-Zeit	8	9	10	11	12	13	14	
1. Woche 2. Woche 3. Woche 4. Woche								

Mess-Zeit	Länge-Diff	15	16	17	18	19	20	21
1. Woche 2. 〃 3. 〃 4. 〃								

Abb. 3 : Beispiel eines Meßprotokolls . Die Nummern entsprechen den Meßpunkten [siehe Abb. 2]

leren und äußeren Längsgewölbe entsprechen. Aus meßtechnischen Gründen mußte die Abzählung an beiden Füßen in derselben Verlaufsrichtung erfolgen, und zwar von rechts vorn nach rechts hinten 1 - 7 (das entspricht am linken Fuß dem inneren, am rechten Fuß dem äußeren Längsgewölbe), an beiden Füßen - dem mittleren Längsgewölbe entsprechend - 8 - 14 und von links vorne nach links hinten 15 - 21, das am linken Fuß dem äußeren, am rechten Fuß dem inneren Längsgewölbe entspricht.
Um die Ergebnisse übersichtlich zu halten und vergleichbare Werte zu finden, erfolgte eine Unterteilung der Patienten nach der Schwere der beruflichen Belastung der Füße. Eine weitere Aufteilung war gegeben durch das Körpergewicht und die Standfläche, der Schuhgröße entsprechend nach dieser.

Die Gruppe A umfaßte die Patienten mit extremen Belastungen und damit den sehr stark beanspruchten Einlagen. Hier handelte es sich ausschließlich um Soldaten. Eine hohe Beanspruchung lag insofern vor, als sie durch Gepäckmärsche, Übungen im Gelände und Gebirge sowie durch Auf- und Abspringen von Fahrzeugen die Einlagen schwer strapazierten.

Die Gruppe B umfaßte die Patienten, die ihre zeitlich begrenzte Arbeit im Stehen, aber auf recht unebenem Boden verrichteten. Hier waren es Straßenbauarbeiten mit ca. achtstündiger Arbeit.

Die Gruppe C schloß Berufe ein, bei denen die Patienten überwiegend auf ebenen Flächen stehen oder laufen und die teilweise sogar sitzende Haltung zulassen.

Erläuterung zu der Tabelle I

Einteilung in die drei Hauptgruppen nach Belastungsschweregrad, Unterteilung in Untergruppen nach gleichen Berufen soweit wie möglich.

Spalte 1: laufende Nummer und Namenszeichen

Spalte 2: gestellte und gesicherte Diagnose

Spalte 3: Körpergewicht in kg

Spalte 4: Schuhgröße in Konfektionsmaß

Spalte 5: Zeit in Wochen bis zur Messung der in Spalte 6 - 17 angegebenen Endwerte

Spalte 6, 8, 10, 12, 14, 16 Hochzahl: Meßpunkt

Spalte 6, 8, 10, 12, 14, 16 Grundzahl: Senkung der Einlage im Meßpunkt in mm nach der in Spalte 5 angegebenen Zeit. Ferner: Einlagematerial, Materialstärke und Bezeichnung des Fußes (L = links, R = rechts)

Spalte 7, 9, 11, 13, 15, 17: Einlage gegen den Basiswert, gemessen zwischen A und B (siehe Abb. 2).

Das + bedeutet, daß in dieser Stärke die zwei letzten Messungen nicht durchgeführt werden konnten, da die Einlagen verbogen waren, d.h. die Belastung nicht vertrugen.

Tabelle I : [siehe Erläuterung]

Gruppe A : Sehr stark beanspruchte Einlagen

Beruf : Soldaten

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
Name	Diagnose	Gewicht in kg.	Schuh-größe	Zeit in wochen	Nirosta 1.1mm.L.	LängeDiff.	Nirosta 1.1mm.R.	LängeDiff.	Nirosta 1.0mm.L.	LängeDiff.	Nirosta 1.0mm.R.	LängeDiff.	Nirosta 0.9mm.L.	LängeDiff.	Nirosta 0.9mm.R.	LängeDiff.
1. N.H	Senkfüße	87	42	4	17 2,51	1,9	3 2,39	1,7	17 3,03	2,5	3 2,99	2,3	–	–	–	–
2. J.E	Senk-Spreiz	82	42	4	3 2,48	1,8	17 2,43	1,8	3 3,00	2,4	17 3,01	2,4	–	–	–	–
3. W.F	Senk-Spreiz	78	43	4	3 2,45	1,8	17 2,37	1,7	3 3,00	2,4	17 2,94	2,3	–	–	–	–
4. K.S	Senkfüße	78	42	4	17 2,42	1,7	3 2,38	1,7	17 2,94	2,2	3 2,87	2,2	–	–	–	–
5. R.K	Senk-Spreiz	78	41	4	17 2,00	1,4	3 2,06	1,4	17 2,67	2,0	3 2,79	2,1	–	–	–	–
6. H.R	Knickfüße	66	42	4	17 1,34	1,0	3 1,56	1,1	17 2,09	1,5	3 2,19	1,5	–	–	–	–
7. M.E	Senk-Spreiz	69	41	4	17 1,42	1,1	3 1,55	1,1	17 2,06	1,5	3 2,13	1,5	–	–	–	–
8. J.W	Senk-Spreiz	72	39	4	17 1,21	0,9	3 1,14	0,9	17 1,78	1,3	3 1,69	1,2	–	–	–	–

Gruppe B : Stark beanspruchte Einlagen

Beruf : Straßenbauarbeiter

9. H.B	Hohlfüße	72	42	4	17 1,50	1,1	3 1,22	0,9	17 1,99	1,4	3 2,25	1,6	+ 17 3,95	3,3	+ 3 3,62	3,1
10. F.E	Senk-Spreiz	72	42	4	3 1,35	1,0	17 1,24	0,9	3 2,18	1,5	17 2,08	1,5	+ 3 3,87	3,2	+ 17 3,51	3,0
11. H.W	Knick-Senk	68	41	4	17 0,98	0,7	3 0,92	0,7	17 1,82	1,3	3 1,80	1,3	17 3,04	2,4	3 3,01	2,4
12. R.E	Senk-Spreiz	65	40	4	17 0,86	0,6	3 0,81	0,6	17 1,69	1,2	3 1,49	1,1	17 3,01	2,4	3 3,00	2,4

Gruppe C : Normal beanspruchte Einlagen

Beruf : Furnierarbeiter

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
Name	Diagnose	Gewicht in kg.	Schuh--größe	Zeit in Wochen	Nirosta 1.1mm.L.	LängeDiff.	Nirosta 1.1mm.R.	LängeDiff.	Nirosta 1.0mm.L.	LängeDiff.	Nirosta 1.0mm.R.	LängeDiff.	Nirosta 0.9mm.L.	LängeDiff.	Nirosta 0.9mm.B.	LängeDiff.
13. E.K	Senk-Spreiz	72	42	4	17 0.99	0.7	3 0.88	0.6	17 1.56	1.1	3 1.42	1.1	17 3.60	3.1	3 3.23	2.6
14. A.K	Spreizfüße	71	41	4	17 0.91	0.7	3 0.83	0.6	17 1.38	1.0	3 1.20	0.9	17 3.10	2.5	3 2.91	2.3
15. C.P	Senk-Spreiz	66	40	4	17 0.55	0.3	3 0.45	0.3	17 1.11	0.8	3 0.97	0.7	17 2.44	1.8	3 2.05	1.4
16. C.K	Senk-Spreiz	63	40	4	17 0.53	0.3	3 0.50	0.3	17 1.18	0.9	3 1.16	0.8	17 2.54	1.8	3 2.27	1.5
17. S.K	Senk-Spreiz	68	37	4	17 0.12	-	3 0.10	-	17 0.53	0.3	3 0.47	0.3	17 1.30	0.9	3 1.20	0.9

Beruf : Automechaniker

18. G.K	Hohlfüße	75	42	4	17 0.94	0.7	3 0.96	0.7	17 1.36	1.0	3 1.41	1.1				
19. B.W	Knickfüße	69	41	4	17 0.71	0.5	3 0.78	0.5	17 1.31	1.0	3 1.39	1.0				
20. J.K	Senkfüße	62	40	4	17 0.63	0.4	3 0.62	0.4	17 1.35	1.0	3 1.25	0.9				

Beruf : Studenten

21. J.B	Knick-Senk	79	44	4	17 1.31	0.9	3 1.31	0.9	17 2.40	1.7	3 2.44	1.8	17 3.81	3.2	3 3.92	3.3
22. R.H	Senkfüße	75	44	4	17 1.12	0.8	3 1.14	0.8	17 2.37	1.7	3 2.10	1.4	17 3.80	3.2	3 3.77	3.2
23. M.B	Senk-Spreiz	69	43	4	17 0.90	0.6	3 0.92	0.6	17 1.40	1.0	3 1.45	1.1	17 3.57	3.1	3 3.68	3.1
24. M.T	Knickfüße	68	43	4	17 0.89	0.6	3 0.78	0.5	17 1.38	1.0	3 1.28	0.9	17 3.28	2.9	3 3.44	3.0
25. H.T	Hohlfüße	72	42	4	17 0.86	0.6	3 0.85	0.6	17 1.47	1.1	3 1.45	1.1	17 3.84	3.2	3 3.67	3.1
26. B.G	Senk-Spreiz	70	40	4	17 0.55	0.3	3 0.49	0.3	17 1.09	0.7	3 1.01	0.7	17 2.36	1.9	3 2.33	1.9

Beruf : Ärzte

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
Name	Diagnose	Gewicht in kg.	Schuh-größe	Zeit in Wochen	Nirosta 1.1mm. L.	LängeDiff.	Nirosta 1.1mm. R.	LängeDiff.	Nirosta 1.0mm. L.	LängeDiff.	Nirosta 1.0mm. R.	LängeDiff.	Nirosta 0.9mm. L.	LängeDiff.	Nirosta 0.9mm. R.	LängeDiff.
27.	Senk-Spreiz	83	42	4	17 0.98	0.7	3 0.93	0.7	17 1.52	1.1	3 1.56	1.1	17 3.90	3.3	3 3.72	3.2
28. M.M	Knick-Senk	69	41	4	17 0.35	0.1	3 0.39	0.1	17 0.72	0.4	3 0.97	0.6	17 2.45	1.8	3 2.96	2.2
29. G.P	Spreizfüße	65	41	4	17 0.33	0.1	3 0.39	0.1	17 0.68	0.3	3 0.89	0.5	17 2.15	1.5	3 2.31	1.9

Beruf : Krankenschwestern

30. K.Z	Senk-Spreiz	62	40	4	17 0.26	-	3 0.28	0.1	17 1.09	0.7	3 1.06	0.7	17 2.36	1.7	3 2.03	1.6
31. F.M	Knick-Senk	61	39	4	17 0.23	-	3 0.25	-	17 0.68	0.3	3 0.72	0.4	17 1.76	1.3	3 1.83	1.3
32. J.B	Senk-Spreiz	60	38	4	17 0.16	-	3 0.20	-	17 0.63	0.3	3 0.49	0.2	17 1.72	1.3	3 1.24	0.9

Beruf : Beamte

33. J.L	Hohlfüße	81	43	4	17 0.96	0.7	3 0.97	0.7	17 1.30	1.0	3 1.32	1.0	17 3.09	2.5	3 3.15	2.6
34. M.D	Senk-Spreiz	78	42	4	17 0.85	0.6	3 0.79	0.5	17 1.25	0.9	3 1.23	0.9	17 3.04	2.5	3 3.00	2.4
35. H.W	Senkfüße	50	39	4	17 0.10	-	3 0.11	-	17 0.46	0.2	3 0.42	0.1	17 1.31	1.0	3 1.28	0.9
36. G.K	Knickfüße	55	38	4	17 0.09	-	3 0.10	-	17 0.39	0.1	3 0.44	0.1	17 1.30	1.0	3 1.16	0.8

Beruf : Bandagisten

37.	Senk-Spreiz	90	44	4	17 1.48	1.1	3 1.51	1.1	17 2.41	1.9	3 2.65	2.1	-	-	-	-
38.	Senk-Spreiz	81	43	4	17 1.04	0.7	3 1.14	0.8	17 2.12	1.6	3 2.23	1.9	+ 17 4.01	3.4	+ 3 4.12	3.4

Beruf : Hausfrauen

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
Name	Diagnose	Gewicht in kg.	Schuh--größe	Zeit in wochen	Nirosta 1.1mm.L.	LängeDiff.	Nirosta 1.1mm.R.	LängeDiff.	Nirosta 1.0mm.L.	LängeDiff.	Nirosta 1.0mm.R.	LängeDiff.	Nirosta 0.9mm.L.	LängeDiff.	Nirosta 0.9mm.R.	LängeDiff.
39. L.P	Senk-Spreiz	82	41	4	17 0.83	0.5	3 0.77	0.4	17 1.30	1.0	3 1.27	0.9	17 3.05	2.5	3 3.00	2.3
40. M.B	Senkfüße	77	41	4	17 0.61	0.3	3 0.65	0.3	17 1.20	0.9	3 1.25	0.9	17 2.99	2.2	3 3.01	2.3
41. F.D	Senk-Spreiz	79	39	4	17 0.47	0.2	3 0.51	0.2	17 1.01	0.7	3 1.05	0.7	17 2.58	2.1	3 2.70	2.1
42. E.S	Spreizfüße	70	40	4	17 0.33	0.1	3 0.35	0.1	17 0.75	0.4	3 0.80	0.5	17 2.07	1.5	3 2.12	1.8
43. G.K	Senk-Spreiz	80	37	4	17 0.31	0.1	3 0.35	0.1	17 0.87	0.5	3 0.90	0.6	17 1.83	1.3	3 1.95	1.2

Erläuterungen zu der Tabelle II

Gruppeneinteilung wie in Tabelle I, in Gruppe A, B und C.
In den einzelnen Hauptgruppen wurden Patienten gleicher Gewichtsklassen und Schuhgrößen zusammengefaßt.

Spalte 1: Zahl der Fälle

Spalte 2: Körpergewicht in kg

Spalte 3: Schuhgröße in Konfektionsmaß

Spalte 4: Zeit in Wochen bis zu den in Spalte 5 - 16 angeführten Endwerten.

Spalte 5, 7, 9, 11, 13, 15: Durchschnittliche Senkung im Meßpunkt bei gegebenem Material, Stärke und Fußseite (in mm)

Spalte 6: (8, 10, 12, 14, 16): Längenzuwachs (in mm) der Einlage, gemessen zwischen A und B (Abb.2),

im Mittel der in der Spalte zuvor angeführten Einlage nach der in Spalte 4 genannten Zeit.

Tabelle II : [siehe Erläuterung]

Gruppe A : Sehr stark beanspruchte Einlagen

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16
Zahl der Fälle	Gewicht in kg.	Schuhgröße	Zeit in Wochen	Nirosta 1.1mm.L.	LängeDiff.	Nirosta 1.1mm.R.	LängeDiff.	Nirosta 1.0mm.L.	LängeDiff.	Nirosta 1.0mm.R.	LängeDiff.	Nirosta 0.9mm.L.	LängeDiff.	Nirosta 0.9mm.R.	LängeDiff.
3	80 - 85	42 - 43	4	2.48	1.8	2.40	1.7	3.01	2.4	2.98	2.3	—	-	-	-
3	70 - 80	41 - 42	4	1.92	1.4	2.00	1.4	2.83	1.9	2.62	1.9	—	-	-	-
2	65 - 70	40 - 41	4	1.31	1.0	1.34	1.0	1.92	1.4	1.89	1.4	—	-	-	-

Gruppe B : Stark beanspruchte Einlagen

2	70 - 80	41 - 42	4	1.42	1.0	1.23	0.9	2.08	1.4	2.16	1.5	+ 3.91	3.2	+ 3.56	3.0
2	65 - 70	40 - 41	4	0.92	0.6	0.86	0.6	1.75	1.2	1.64	1.2	3.04	2.4	3.00	2.4

Gruppe C : Normal beanspruchte Einlagen

3	80 - 85	43 - 44	4	1.30	0.9	1.32	0.9	2.39	1.7	2.40	1.7	+ 3.80	3.2	+ 3.84	3.2
3	80 - 85	42 - 43	4	1.00	0.7	1.01	0.7	1.65	1.2	1.70	1.2	+ 3.66	3.1	+ 3.66	3.1
8	70 - 80	41 - 42	4	0.86	0.5	0.82	0.5	1.37	1.1	1.35	1.1	3.34	2.9	3.28	2.9
7	65 - 70	40 - 41	4	0.53	0.2	0.57	0.2	1.08	0.7	1.11	0.7	2.53	1.8	2.64	1.9
6	60 - 65	39 - 40	4	0.37	0.1	0.35	0.1	0.95	0.6	0.94	0.6	2.11	1.5	2.04	1.5
4	55 - 60	37 - 39	4	0.11	—	0.14	—	0.50	0.2	0.46	0.2	1.40	1.1	1.22	0.9

Erläuterung zu der Tabelle III

Übersicht der Werte bei Plexidur-Einlagen von 11 Patienten, die vorher mit Nirosta-Einlagen versorgt waren.

Spalte 1: Nummer und Namenszeichen, unter denen die Patienten in Tabelle I zu finden sind.

Spalte 2: gesicherte Diagnose

Spalte 3: Beruf

Spalte 4: Körpergewicht in kg

Spalte 5: Schuhgröße in Konfektionsmaß

Spalte 6: Zeit in Wochen bis zu den in Spalte 7 - 14 aufgeführten Endwerten.

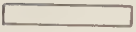
Spalte 7: Material und Materialstärke sowie Fußbezeichnung, Hochzahl und Grundzahl wie Tabelle I, Spalte 6 und folgende.

Tabelle III : [siehe Erläuterung]

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
Name	Diagnose	Beruf	Gewicht in kg.	Schuh--größe	zeit in woche	Plexidur 4.0mm.L.	LängeDiff.	Plexidur 4.0mm.R.	LängeDiff.	Plexidur 3.5mm.L.	LängeDiff.	Plexidur 3.5mm.R.	LängeDiff.
9. H.B	Hohlfüße	Bauarbeiter	72	42	4	17 3.41	3.0	3 3.35	2.9	17 5.17	4.2	3 4.99	3.9
14. A.K	Spreizfüße	Furnierarbt.	71	41	4	17 2.04	1.6	3 2.00	1.5	17 3.16	2.7	3 3.04	2.5
15. C.P	Senk-Spreiz	Furnierarbt.	66	40	4	17 1.85	1.4	3 1.71	1.3	17 2.89	2.1	3 2.68	2.0
16. C.K	Senk-Spreiz	Furnierarbt.	63	40	4	17 1.88	1.4	3 1.79	1.3	17 2.91	2.1	3 2.83	2.1
21. J.B	Knick-Senk	Student	79	44	4	17 3.01	2.6	3 3.89	2.6	17 4.39	3.6	3 4.53	3.7
24. M.T	Knikk-Senk	Student	68	43	4	17 2.08	1.7	3 2.03	1.7	17 3.15	2.7	3 3.09	2.6
27. F.	Senk-Spreiz	Arzt	83	42	4	-	-	-	-	17 3.81	3.0	3 3.91	3.1
29. G.P	Spreizfüße	Arzt	65	41	4	17 1.77	1.1	3 1.80	1.1	17 2.78	2.1	3 2.85	2.1
30. K.Z	Senk-Spreiz	Kr-Schwest.	62	40	4	17 1.69	1.1	3 1.72	1.1	17 2.63	2.1	3 2.61	2.1
38.	Senk-Spreiz	Sandagist	81	43	4	17 2.38	1.9	3 2.59	2.1	17 3.81	3.1	3 3.98	3.1
43. G.K	Senk-Spreiz	Hausfrau	80	37	4	17 1.59	1.1	3 1.63	1.1	17 2.42	2.1	3 2.50	2.1

Erläuterung zu der graphischen Darstellung I

Graphische Darstellung der durchschnittlichen Endwerte nach vier Wochen aller 21 Meßpunkte. Dabei bedeutet die ausgefüllte Säule das Material Plexidur, linke Säule 4,0 mm, rechte Säule 3,5 mm. Die anderen Säulen schlüsseln sich wie folgt auf (alle aus Nirosta):


: Gruppe C (nach Tabelle I)

: Gruppe B (nach Tabelle I)

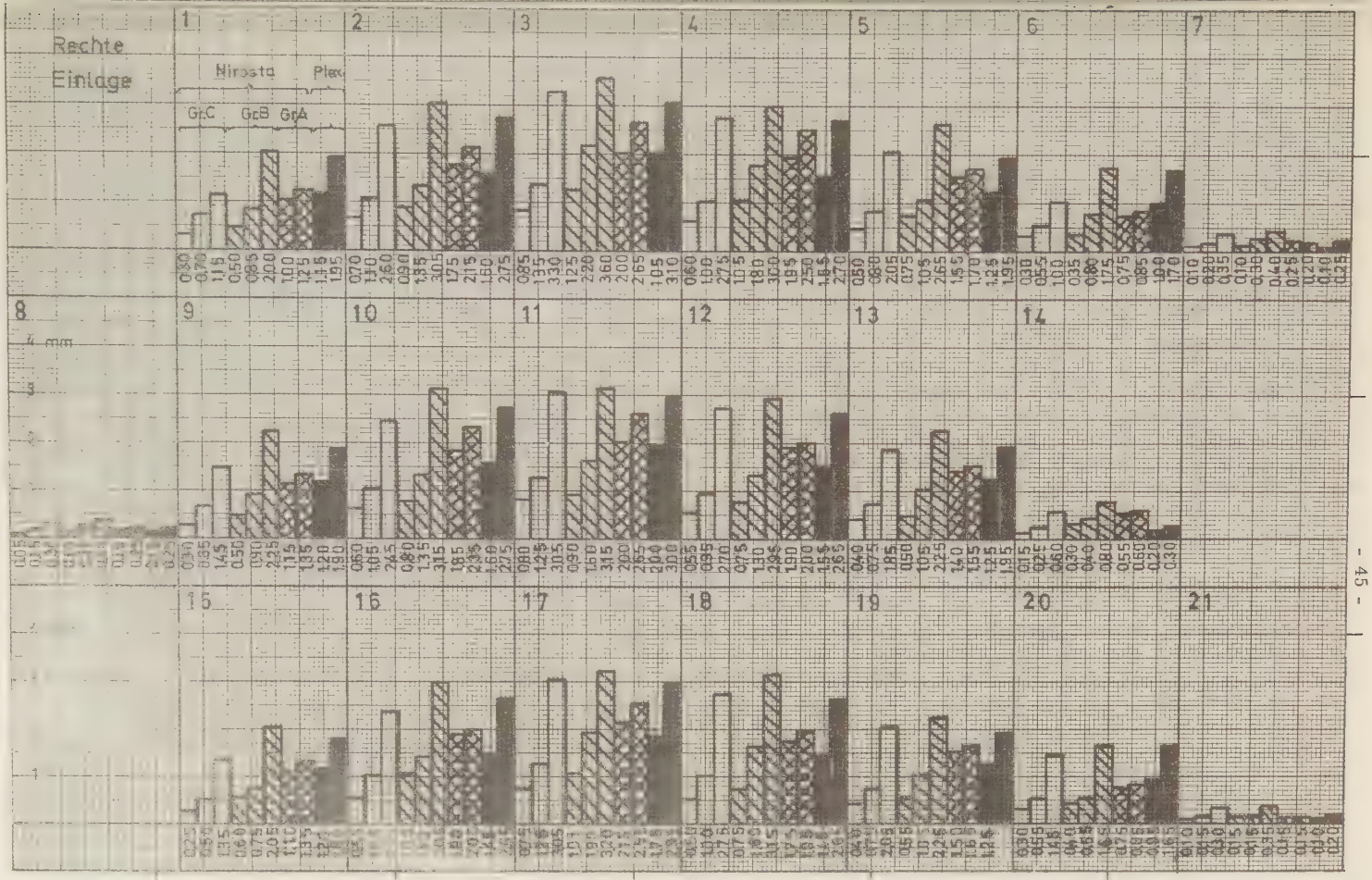
: Gruppe A (nach Tabelle I)

in der Reihenfolge 1,1 mm, 1,0 mm, 0,9 mm.

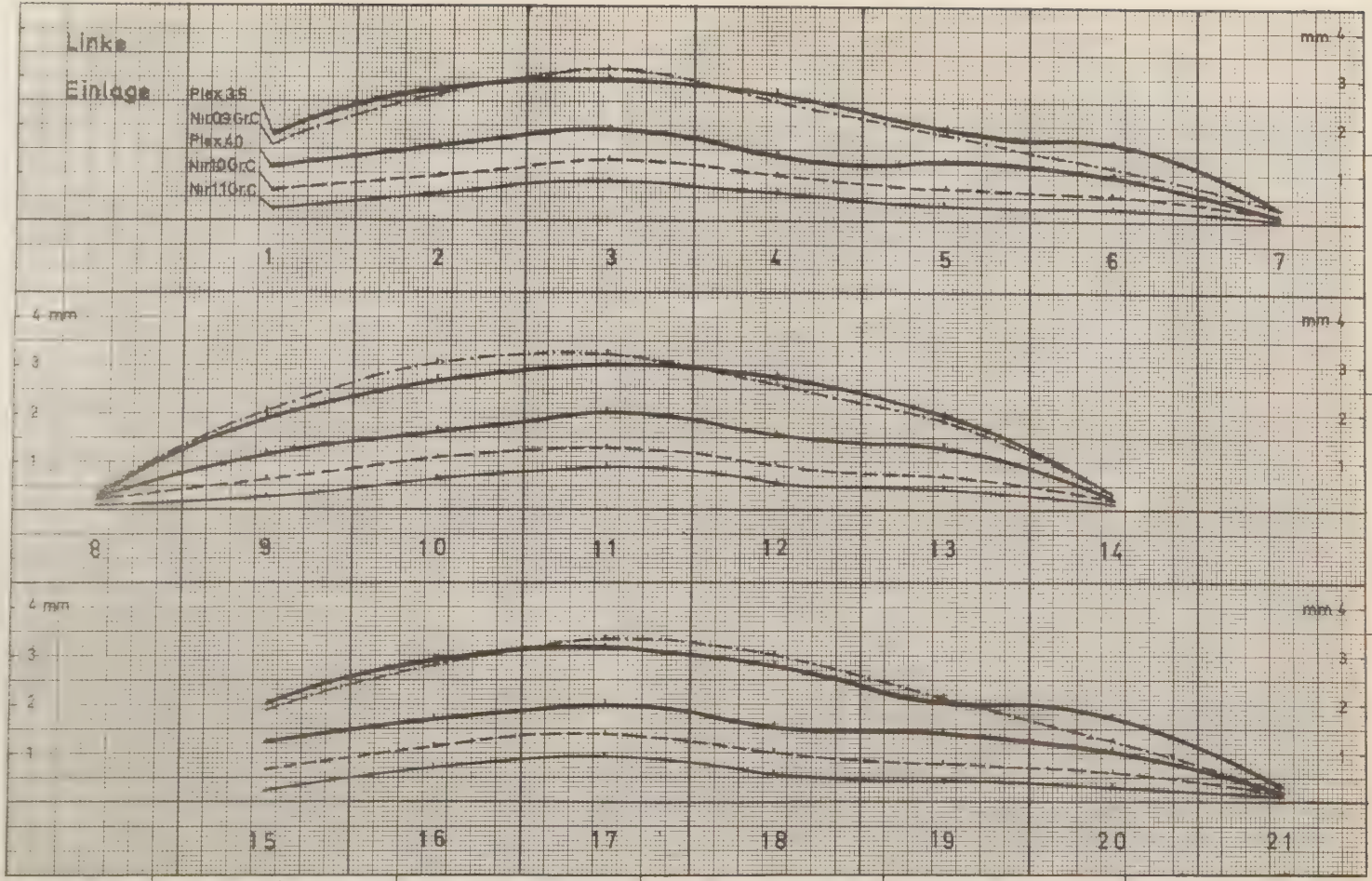
Diese Werte stammen von Patienten mit dem Körpergewicht von 70 - 80 kg und der Schuhgröße 41 - 42.

Graphische Darstellung Ia für den linken Fuß aufgestellt, graphische Darstellung Ib für den rechten Fuß.

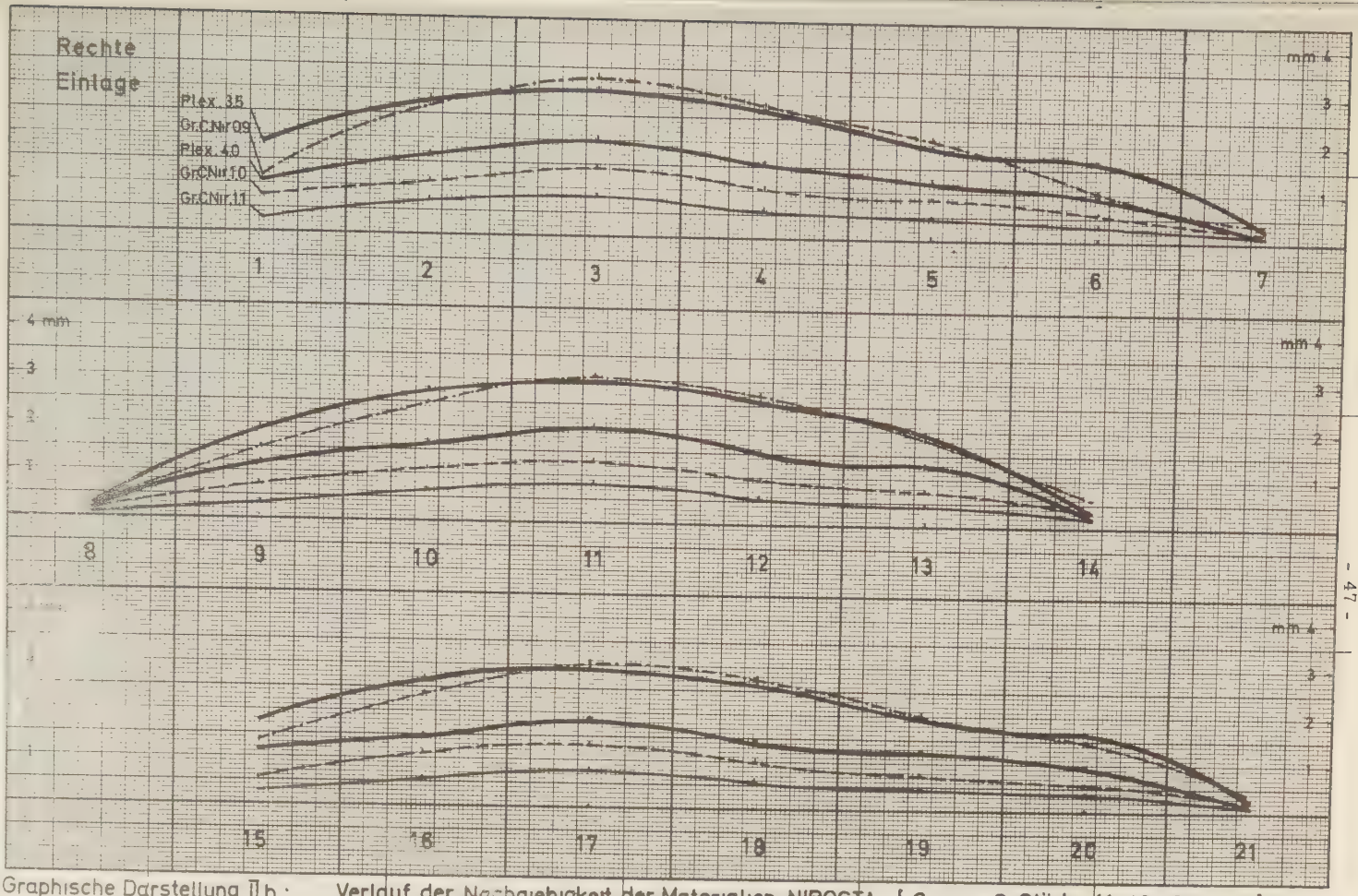
Graphische Darstellung Ja : [siehe Erläuterung]



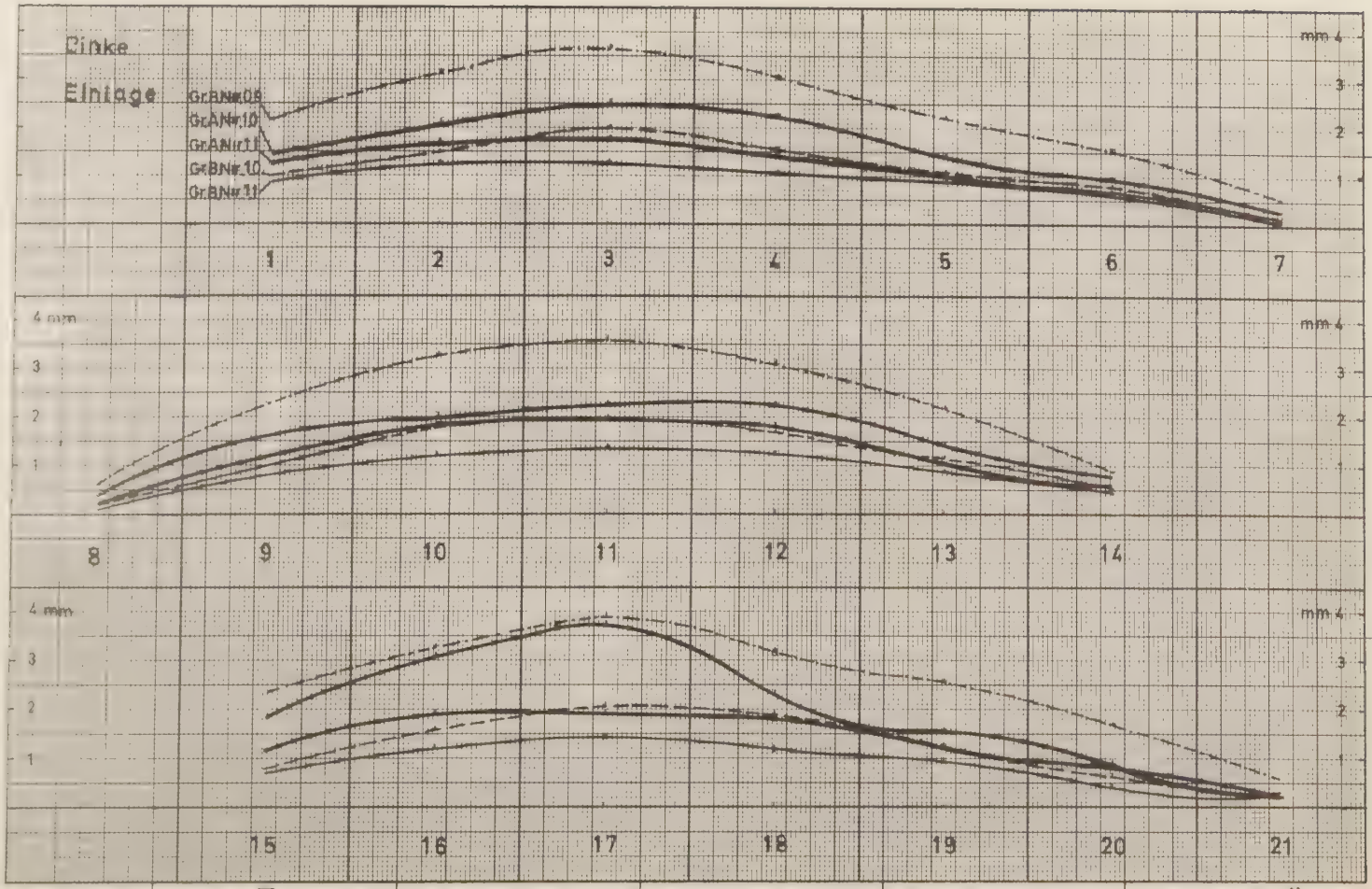
Graphische Darstellung [b : [siehe Erläuterung]



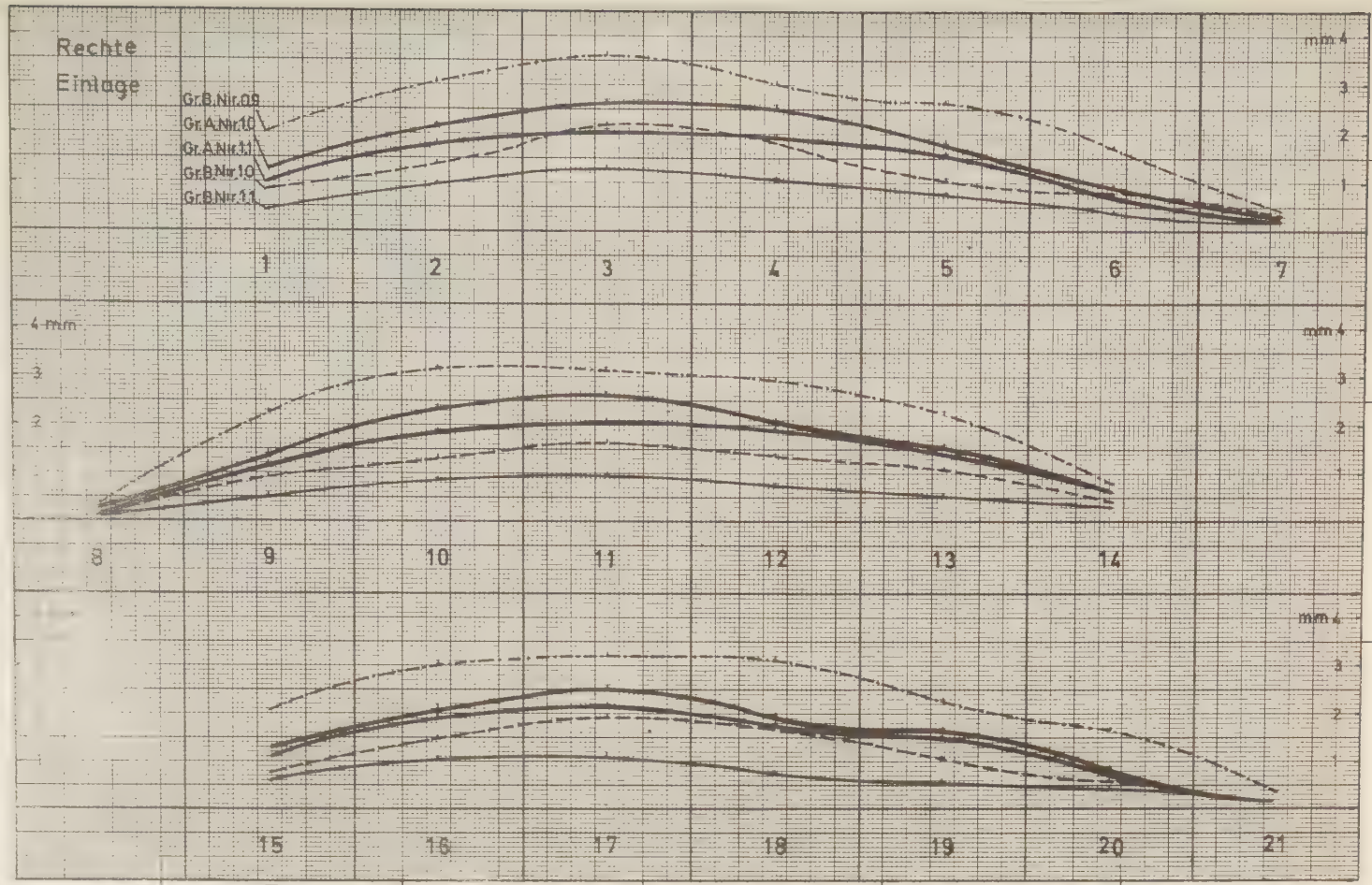
Graphische Darstellung IIa : Verlauf der Nachgiebigkeit der Materialien NIROSTA [Gruppe C, Stärke 1,1 1,0 0,9 mm] und PLEXIDUR [Gruppe C, Stärke 4,0 3,5 mm] in allen 21-Meßpunkten der linken Einlage [nach den Meßwerten der Abb. Ia]



Graphische Darstellung II b : Verlauf der Nachgiebigkeit der Materialien NIROSTA [Gruppe C, Stärke 1.1 1.0 0.9 mm] und PLEXIDUR [Gruppe C, Stärke 4.0 3.5 mm] in allen 21-Meßpunkten der rechten Einlage [nach den Meßwerten der Abb. I b]



Graphische Darstellung IIIa : Verlauf der Nachgiebigkeit des Materials NIROSTA der Gruppen A, B und der Stärken 11, 10, 09 mm in allen 21- Meßpunkten [nach den Meßwerten der Abb Ia]



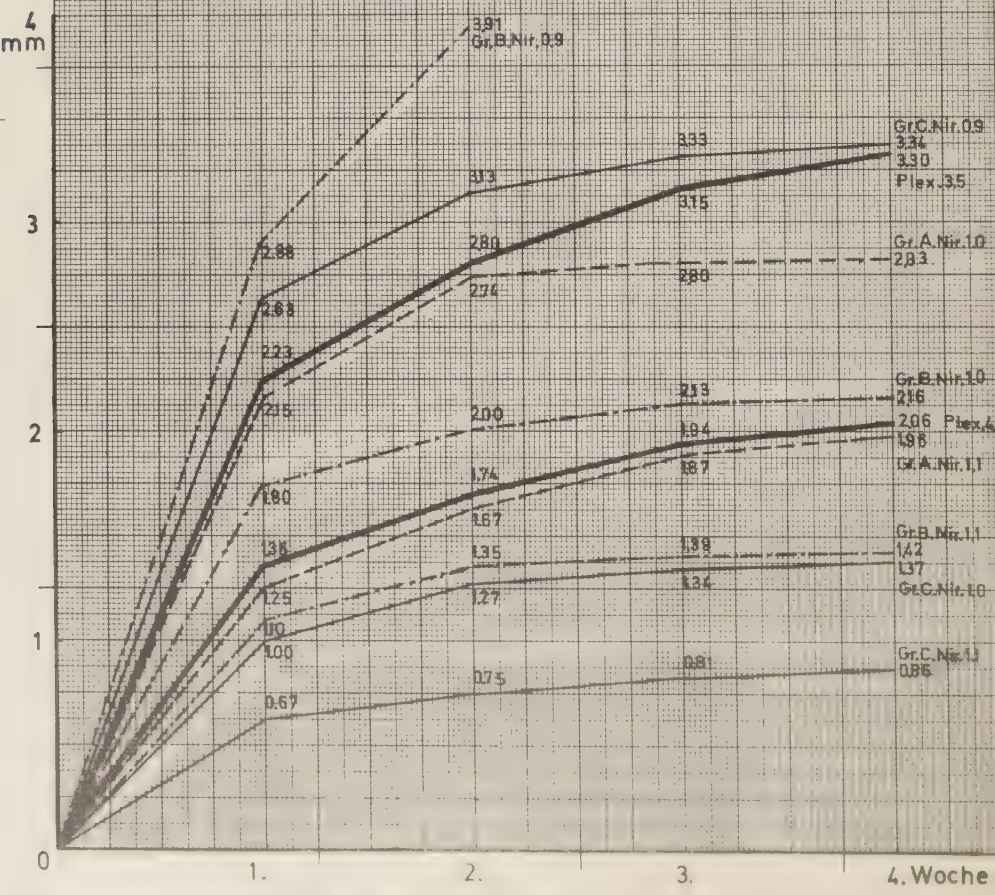
Graphische Darstellung III b: Verlauf der Nachgiebigkeit des Materials NIROSTA der Gruppen A, B und der Stärken 11 10 09 mm in allen 21-Meßpunkten der rechten Einlage [nach den Meßwerten der Abb. I b]

Graphische Darstellung IV

Abhängigkeit der Nachgiebigkeit der Einlagematerialien NIROSTA (Gruppe A,B,C, Stärke 1.1 1.0 0.9mm) und PLEXIDUR (Gruppe C Stärke 4.0 3.5mm) von der Zeit.

Die Werte beziehen sich auf das Durchschnittsgewicht von 70-80 kg und der Schuhgröße 41-42.

= Gruppe A
= Gruppe B } NIROSTA
= Gruppe C
= Gruppe C → PLEXIDUR



BESPRECHUNG DER ARBEITSERGEBNISSE

1. Verteilung der Fußdeformitäten

Die zur Untersuchung gelangten Fälle weisen folgende Deformitäten der Füße auf:

Senkfüße	6 Paare	13,5 %
Senkspreiz	22 Paare	51 %
Knickfüße	4 Paare	9,5 %
Knicksenkfüße	4 Paare	9,5 %
Spreizfüße .	3 Paare	7 %
Hohlfüße	4 Paare	9,5 %
insgesamt:	43 Paare	

Aus der Aufstellung wird ersichtlich, daß die häufigste Deformität die Senk- und die Spreizfüße mit zusammen 64,5 % ausmachen. An zweiter Stelle mit insgesamt 19 % folgen die Knick- und die Knicksenkfüße. Die Spreizfüße mit 7 % und Hohlfüße mit 9,5 % sind mit zusammen 16,5 % mit weniger als einem Viertel aller Fußdeformitäten im Untersuchungsmaterial vertreten.

Wie aus den Tabellen I, II und III ersichtlich wird, ist der Einfluß der Fußdeformitäten auf die qualitative und quantitative Nachgiebigkeit der Einlagen beider Materialien - bezogen auf die Patienten der gleichen Gruppe, Körpergewichte und Schuhgrößen - nicht meßbar festzustellen.

2. Abhängigkeit der Nachgiebigkeit der Einlagen von der beruflichen Belastung

Die untersuchten Patienten wurden in drei Gruppen aufgeteilt. Der leitende Gesichtspunkt bei dieser Unterteilung war die gestaffelte berufliche Belastung der Einlagen. Es ist verständlich, daß die Nachgiebigkeit oder allgemein die eintreffende Verformung von dem auf die Einlage wirkenden Druck beeinflußt wird. Es ist zu erwarten, daß mit höherem Druck, d.h. höherer Belastung, die kinetische Ver-

formung zunehmen wird. Hierzu Tabelle I und II. Patienten mit sehr starker Beanspruchung der Einlagen wurden der Gruppe A zugeteilt; nach absteigender Belastung in Gruppe B und C finden sich Patienten, die auch weniger körperliche Arbeit leisten. Weiteres siehe Erläuterungen zu den Tabellen.
Bei einem Vergleich zwischen Patienten der Gruppe A und B (Tab.I) zeigt sich bei den Nirosta-Einlagen der beiden Stärkegrade 1,1 mm und 1,0 mm ein deutlicher Unterschied. Die Endverformung variiert bis zu 0,60 mm. Noch deutlicher ist die Differenz aus Tabelle II zu entnehmen, wo die durchschnittlichen Endverformungen aufgetragen sind. Ebenso prägnant ist der Unterschied aus einer Gegenüberstellung der Gruppe B und C. Auch hier wird dieselbe Größenordnung erreicht. Sie beträgt ca. 0,50 mm. Unter Berücksichtigung der graphischen Darstellung Ia, Ib, in der nicht nur an einem Meßpunkt sondern an allen die Verformung dargestellt ist, wird gezeigt, daß dieser Unterschied an allen Meßpunkten deutlich zu finden ist.

Während die Nirosta-Einlagen eine maximale Differenz in den Meßpunkten von ca. 0,50 - 0,60 mm aufweisen, zeigen die Plexidur-Einlagen eine wesentlich höhere Abweichung, durch die verschieden starke berufliche Belastung des Patienten. Obwohl die Materialstärke 4,0 bzw. 3,5 mm betrug, fand sich eine maximale Abweichung von ca. 1,30 mm. Besonders wird das Ergebnis bei Fall 9 interessant, Tabelle 3, der hier mit Plexidur-Einlagen versehen war, während die Maße derselben Patienten mit Nirosta-Einlagen unter Nr. 9, Tabelle I, Gruppe B zu finden sind. Entsprechend Fall Nr. 14 und Nr. 24, Tabelle I, Gruppe C.

3. Abhängigkeit der Nachgiebigkeit der Einlagen vom Gewicht und der Schuhgröße der Patienten

Die Hauptgruppen A, B, C wurden weiter unterteilt und nach Berufsgruppen - soweit dies möglich war - nach Gewicht und Schuhgröße aufgegliedert. Die Tabelle I zeigt für jedes Gewicht und jede Schuhgröße die genauen Werte an, während Tabelle II für Gewichtsklassen und Schuhgrößengruppen die Durchschnittswerte aufweist.
Es war zu erwarten, daß hier gewisse Zusammenhänge erkennbar wurden. Vergleicht man in Tabelle I die Gruppen nach diesen Gesichtspunkten, so weist die Einlagennachgiebigkeit bei allen drei Stärken des Nirosta-Materials erhebliche Differenzen auf. Das tritt umso klarer in Erscheinung, je größer der Unterschied in Gewicht und Schuhgröße wird. Damit scheint die Abhängigkeit zwischen Verformung und Gewicht - Schuhgröße bedeutsam zu sein. Betrachtet man die beiden Fälle Nr. 1 und 5, so zeigt sich bei einem Gewichtsunterschied von 9 kg und Schuhgrößendifferenz von einer Nummer ein Nachgiebigkeitsunterschied von 0,50 mm, sowohl bei der Nirosta-Stärke von 1,1 mm als auch bei einer Stärke von 1,0 mm.
Bei einem um das doppelte höheren Gewichtsunterschied, d.h. statt 9 kg Gewichtsdifferenz eine solche von 18 kg, wie es beim Vergleich von Fall Nr. 1 und Nr. 7 in Tabelle I zu finden ist, so zeigt sich ein doppelt so hoher Nachgiebigkeitsunterschied; in dem betrachteten Fall steigt er somit von 0,50 mm auf 1,00 mm an und zwar in beiden Materialstärken. Betrachtet man in Gruppe B die Fälle 9 und 12, so zeigen sich hier ein Gewichtsunterschied von 7 kg und eine Differenz in der Schuhgröße von 2 Nummern. Die Nachgiebigkeit differierte bei der Nirosta-Stärke von 1,1 mm um 0,60 mm, bei der Stärke von 1,0 um ca. 0,80 mm und bei der 0,9 mm starken Einlage um ca. 1,00 mm.
An dieser Stelle soll noch einmal betont werden, daß die Einlagen der Stärke 0,9 mm des Nirosta bereits nach der zweiten Woche des Tragens aus der Untersuchung ausschieden, da sich an ihnen bei

Meßpunkt 17 der linken und Punkt 3 der rechten Einlage Knicke, d.h. Materialermüdung durch Überlastung zeigten.
Die Patienten aus Gruppe C der Tabelle I weisen ähnliche Ergebnisse auf. Im Vergleich der Fälle Nr. 22 und 24 fand sich ein Gewichtsunterschied von 7 kg und ein solcher in der Schuhgröße von einer Nummer. Die Nachgiebigkeit ließ eine Differenz bei Stärke 1,1 mm von 0,35 mm und bei Stärke 1,0 mm von 1,0 mm erkennen. Auch hier bei Fall Nr. 22 mußte die Nirosta-Einlage von 0,9 mm nach der zweiten Woche aus dem Vergleich gezogen werden.
Die Tabelle II bringt durch ihre Aufstellungsweise die Abhängigkeit der Veränderung in den Meßpunkten von dem Körpergewicht und der Schuhgröße der Patienten am deutlichsten. Desgleichen zeigt sich hier, daß die Unterschiede in allen drei Materialstärken zu finden sind und daß - wie schon erwähnt - diese Unterschiede innerhalb der Gruppe A stärker ausgeprägt sind, als es bei den Patienten der Gruppe B der Fall ist, die jedoch eine höhere Abweichung als die Gruppe C aufweisen.
Zusammenfassend läßt sich feststellen, daß die Nachgiebigkeit der Einlage einmal von der verwendeten Materialstärke abhängt, zweitens von dem auf ihr lastenden Druck, der dem Gewicht des Patienten entspricht, sowie von der Standfläche, ausgedrückt in der Nummer der Schuhgröße.

4. Veränderung der Einlagen an allen 21 Meßpunkten und die Lokalisierung der Stelle ihrer größten Nachgiebigkeit

Nach der Messung von 234 Einlagen (entsprechend 117 Paaren) und Eintragung der höchsten Endwerte ihrer Nachgiebigkeit mit den entsprechenden Meßpunkt-Nummern (Tabelle I und II) ergab sich folgendes Bild:
110 Einlagen des linken Fußes zeigten ihre größte Nachgiebigkeit an den Meßpunkten Nr. 17 und 7 Einlagen des rechten Fußes zeigten ihre größte Nachgiebigkeit an den Meßpunkten Nr. 3, 7 Einlagen am

Meßpunkt Nr. 17 (Tabelle I und III).

Daraus ergibt sich folgendes:

24 % der gemessenen Einlagen weisen ihre größte Nachgiebigkeit etwa vor der Mitte des äußeren Längsgewölbes und 6 % etwa vor der Mitte des inneren Längsgewölbes auf.

Die Nachgiebigkeit jeder der Einlagen ist, wie erwähnt, nicht nur an einem einzigen Punkt gemessen, sondern an 21 verschiedenen Punkten. Das wird durch die graphischen Darstellungen Ia und Ib anhand von statistischen Säulen und graphischen Darstellungen IIa und IIb, sowie IIIa und IIIb anhand von Kurven sichtbar gemacht.

Hier lassen die graphischen Darstellungen deutlich erkennen, daß die Nachgiebigkeit der Nirosta-Einlagen der Stärke 1,1, 1,0 und 0,9 mm aller drei Gruppen (Tbl. I und II), und die Plexidureinlagen der Stärke 4,0 und 3,5 mm an allen Meßpunkten entlang des inneren, mittleren und äußeren Längsgewölbes annähernd den gleichen Verlauf gezeigt haben.

Um die Reihenfolge der Nachgiebigkeit der Einlagen im Bereich der 21 Meßpunkte übersichtlich darzustellen, ist die Abb. 4 entstanden, in der aus

1.) der Richtung der Pfeile und

2.) ihrer Stärke

die Richtung und Stärke der abnehmenden Nachgiebigkeit zu ersehen ist. (Abb. 4, S.56)

Damit wird sichtbar, daß

1.) die Meßpunkte Nr. 17 der linken und Nr. 3 der rechten Einlage die größte Nachgiebigkeit aufweisen,

2.) die Meßpunkte Nr. 11 und 3 gegenüber Nr. 17 der linken und Nr. 11 und 17 gegenüber der rechten Einlage keine allzu großen Unterschiede aufweisen (aus diesem Grunde weisen die Pfeile in ihrem ganzen Verlauf annähernd die gleiche Stärke auf),

3.) die Werte der Nachgiebigkeit der übrigen Meßpunkte oberhalb und unterhalb der Meßpunkte Nr. 3, 11 und 17 zeigen keinen stei-

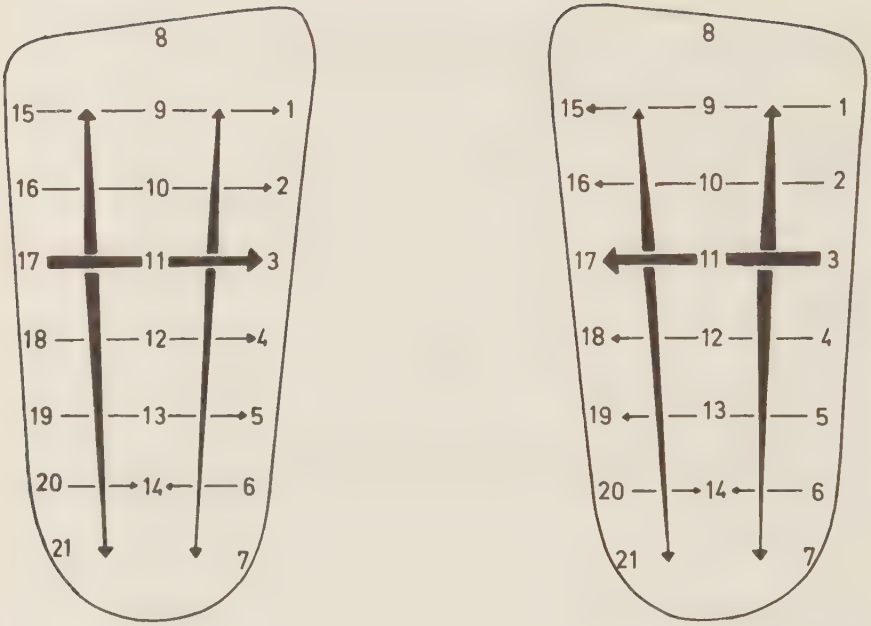


Abb. 4

Abnahme der Deformierungsintensität

len, sondern einen kontinuierlichen Abfall, um an den Meßpunkten Nr. 7, 8 und 21 fast keine Abweichung gegenüber dem Ausgangswert zu erreichen (graphische Darstellungen IIa, IIb und IIIa, IIIb). Hier muß noch betont werden, daß die Meßpunkte Nr. 7, 8 und 21 häufig keine Nachgiebigkeit in Form einer Senkung, sondern teilweise sogar eine gegenteilige Verformungsrichtung zeigten, so daß die Einlagen in diesen Punkten höher wurden.

5. Längenveränderung der Einlagen nach einer Tragezeit von 4 Wochen

Man hat erwogen, daß sich die Veränderung von Einlagen während des Tragens auf die Nachgiebigkeit in Form der Senkung allein beschränkt. Die Einlagen wurden demnach in sich verformt ohne einen Einfluß auf die Länge auszuüben.

In den Tabellen I, III und vor allem II ist klar ersichtlich, daß die Nachgiebigkeit aller Einlagenstärken und Einlagenmaterialien eine Längenänderung nach sich zieht. In allen Fällen wurden die Einlagen länger.

Die Betrachtung der einzelnen Fälle in den entsprechenden Gruppen soll diese Aussage festigen. Als Grundlage ist der Punkt der größten Nachgiebigkeit gewählt und die Gesamtlängenveränderung nach 4 Wochen, z.B. Gruppe 1, Fall 5. Die Stärke 1,1 mm am linken Fuß zeigt eine Senkung von 2 mm und Längerwerden von 1,4 mm. Es zeigt sich, daß in keinem Fall eine Längenzunahme unterblieben ist.

Setzt man die größte Nachgiebigkeit einer Einlage gleich 100 und berechnet die Längenzunahme als Verhältnis dazu, so ergibt sich folgendes für die einzelnen Stärken und Füße: die Längenzunahme beträgt ca. 75 % des maximalen Senkungswertes mit maximaler Streubreite von ca. 85 % (Gruppa A Nr. 1, Nirosta 1,0 mm) und minimal von ca. 55 % (Gruppe C Nr. 26 Nirosta 1,1 mm).

Allgemein läßt sich feststellen, daß zur größten prozentualen Zunahme der Länge die Gruppe der stärksten Belastung neigte.

Die Plexidureinlagen zeigten keine wesentlichen Differenzen. Der Mittelwert lag auch hier bei ca. 75 %. Im Einzelfall wurden Zunahmen bis ca. 88 % erreicht.

6. Abhängigkeit der Einlagennachgiebigkeit von der Belastungsdauer

Bei allen Patienten dauerte die Erprobungsreihe pro Einlage vier Wochen. Gemessen wurde am Anfang die unbenutzte Einlage, anschließend fand jede Woche eine Kontrolle statt. In ein Koordinationssystem wurden dabei die Differenzen in mm auf der Abszisse und die Zeit in Wochen auf der Ordinate eingetragen. Der Nullpunkt bildete die jeweilige Ausgangsmessung (graph. Darstellung IV). In der Darstellung zeigen sich die Nachgiebigkeit in Form von Kurvenbildern. Diese zeigen ihre stärkste Steigung innerhalb der ersten Woche bei allen Einlagenstärken und Materialien. In der zweiten und dritten Woche verlaufen die Kurven kontinuierlich flacher und zeigen in der vierten Woche nur noch geringe Veränderungen an. Das bedeutet, daß alle Einlagen innerhalb der ersten Woche die größten Veränderungen aufweisen, im Verlauf der nächsten Wochen nur noch um ca. 30 % des Wertes nach der ersten Woche.
Betrachtet man jede Kurve für sich und vergleicht man sie untereinander innerhalb der Hauptgruppen A, B und C und beim Material Nirosta, so sieht man, daß mit zunehmender Materialstärke die Veränderung der Einlagen abnimmt. Dasselbe gilt im umgekehrten Sinne. Dieser Veränderungsunterschied ist deutlich im Verlauf der zweiten bis vierten Woche zu verfolgen. Ein Vergleich derselben Materialstärken in den drei Hauptgruppen verdeutlicht, daß eine erhöhte Belastung eine größere Nachgiebigkeit der Einlagen nach sich zieht. Auch das wird hier besonders deutlich sichtbar im Verlauf der Kurven in der zweiten bis vierten Woche. Eine Gegenüberstellung der Kurvenverläufe der Nirosta-Einlagen mit den Plexidur-Einlagen ergibt folgendes:

1. Die Plexidureinlagen der Stärke 4,0 mm geben deutlicher nach als die Nirosta-Einlagen der Stärke 1,1 mm aller drei Belastungsgruppen A, B und C, sowie der Stärke 1,0 mm der Gruppe C.

Die Plexidureinlagen der Stärke 3,5 mm weisen eine größere Nachgiebigkeit auf als die Nirosta-Einlagen der Stärke 1,0 mm der Gruppe B und A. Eine annähernd gleiche Verformung weisen sie mit der Stärke 0,9 mm der Nirosta-Einlagen aus der Gruppe C auf.

2. Im Verlauf der zweiten bis vierten Woche steigt die Kurve der Plexidureinlagen deutlich steiler als die der Nirosta-Einlagen. Das bedeutet, daß die Plexidureinlagen im Verlauf der Belastungszeit auch weiterhin zu höherer Nachgiebigkeit neigen.

7. Vergleich der Werkstoffe Nirosta (V2A) und Plexidur nach ihrer Nachgiebigkeit und Beurteilung der gleichen als Einlagematerial

a) 43 Patienten wurden mit Nirosta-Einlagen aller drei Stärken 1,1 - 1,0, 0,9 mm versorgt. Von diesen Patienten äußerten sich 38 sehr zufrieden mit den Einlagen. Sie gaben an, daß sich ihre Beschwerden wesentlich gebessert hätten. Ein großer Teil fühlte sich beschwerdefrei. An dem Material selbst sowie an eventuell aufgetretenen Beengungen oder zusätzliche Gewichtsbelastung durch die Einlagen waren keine Beanstandungen vorgebracht worden. Ein Patient stellte Schäden an seinem Schuh durch die Einlagen fest.
Bei vier Patienten blieben die Beschwerden trotz der Einlagen bestehen. Zwei davon berichteten nach den ersten Wochen, daß die Beschwerden etwas nachgelassen hätten, während die beiden anderen auch später keine Erleichterungen verspürten.

b) Aus den oben erwähnten Patienten wurden 11 Patienten anschließend mit Plexidureinlagen der Stärken 4,0 und 3,5 mm versorgt. 9 von ihnen klagten nach einer Woche bereits über erhebliche Verengung des Schuhraumes mit unangenehmen Stauchungsgefühlen. Diese Beschwerden traten vor allem bei der verwendeten Stärke von 4,0 mm auf. Von diesen Patienten berichteten sechs über Weiterbestehen der Beschwerden, deretwegen sie die Einlagen erhielten, die leihweise nach einer Tragezeit von 2 Wochen noch verschlimmerten.

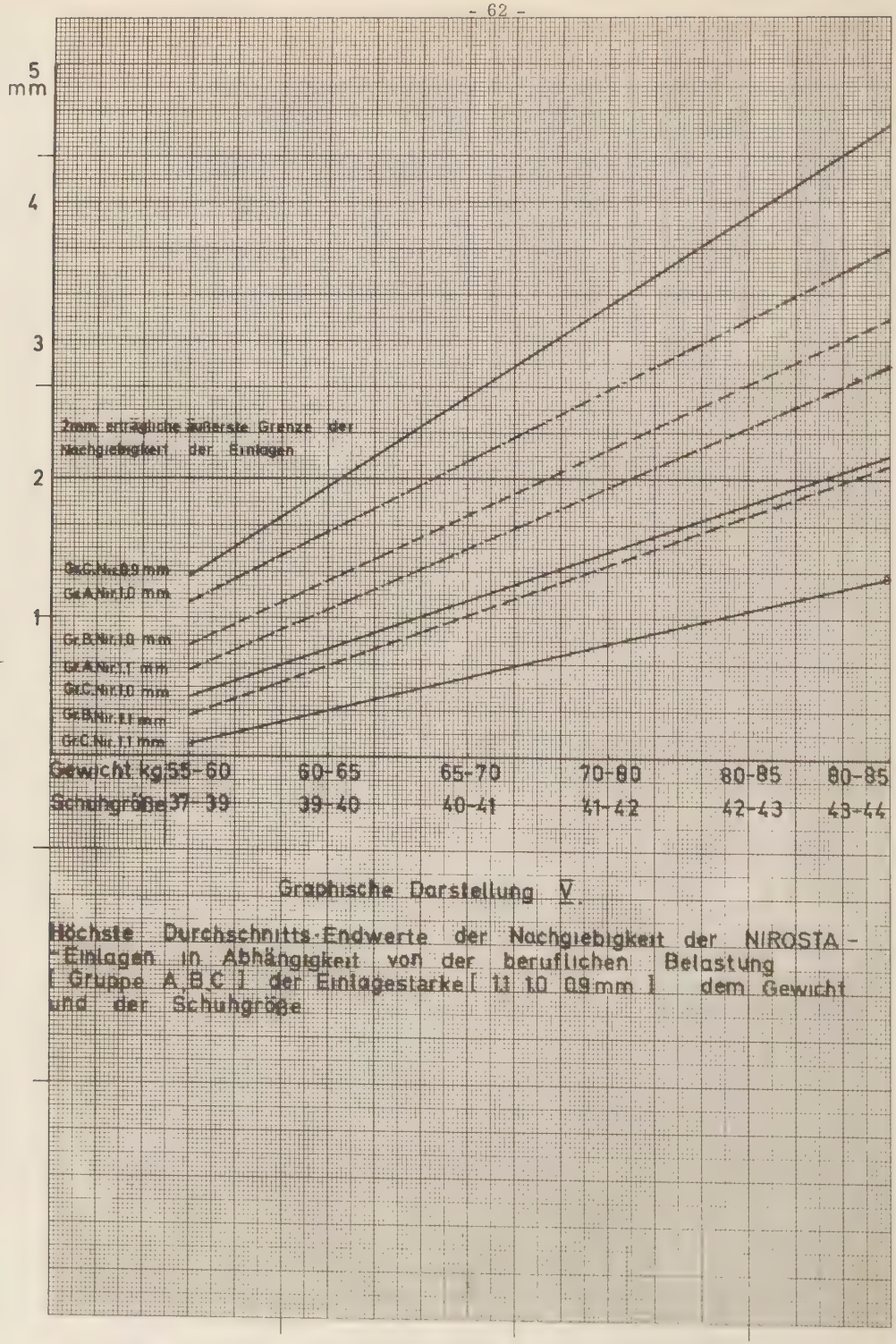
Vergleicht man die beiden Materialien Nirosta und Plexidur nach den von den Patienten vorgebrachten Äußerungen, so ergibt sich:

Nirosta: 91 % zufriedene Patienten
9 % unzufriedene Patienten

Plexidur: 27 % zufriedene Patienten
73 % unzufriedene Patienten.

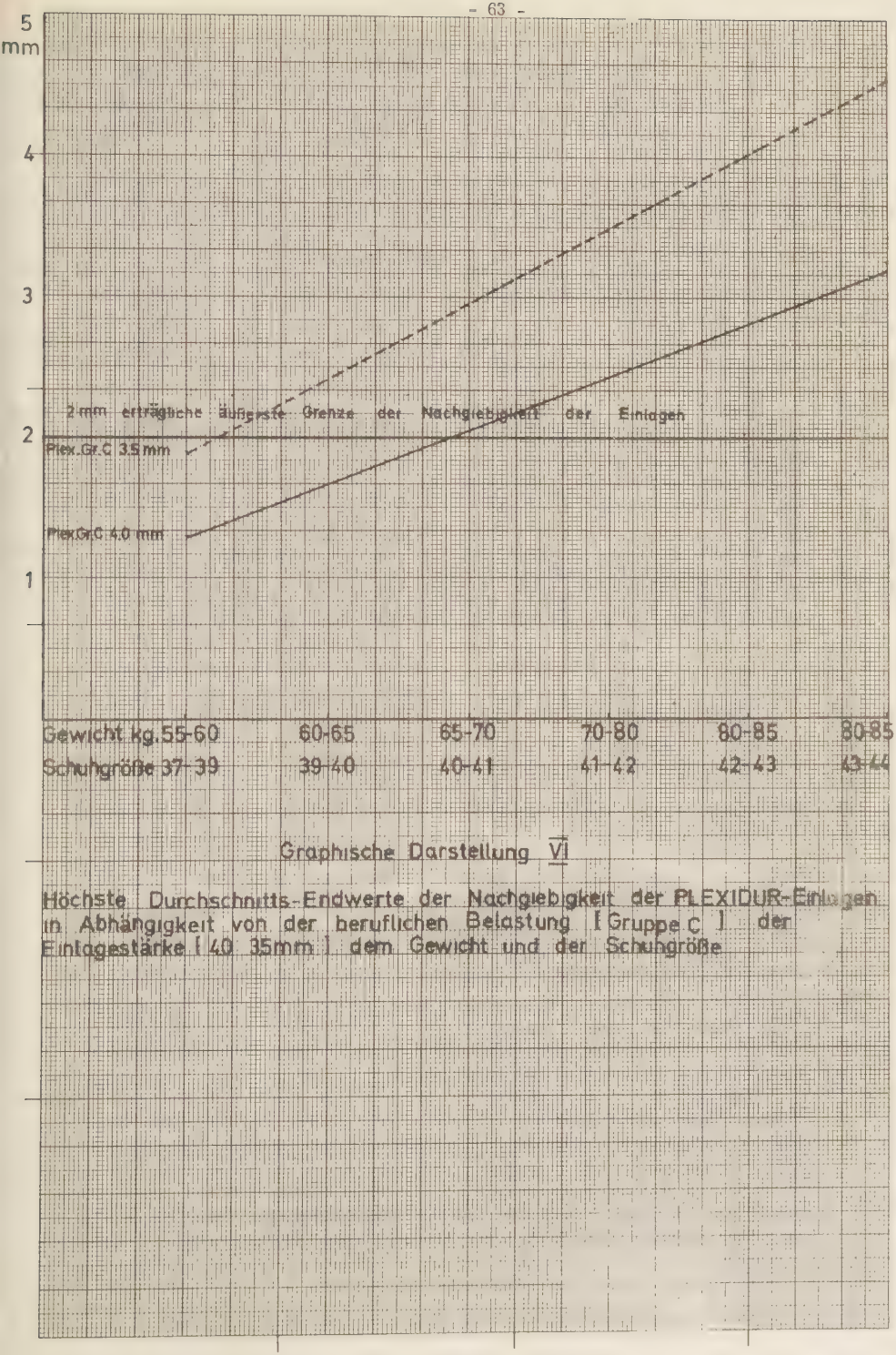
c) Ein Vergleich der Nachgiebigkeitswerte der beiden Materialien in Tabelle I und II verdeutlicht, daß Plexidureinlagen der Stärke 4,0 mm das Drei- bis Vierfache an Nachgiebigkeit verglichen mit den Nirostaeinlagen der Stärke 1,1 mm aufweisen.
Plexidureinlagen der Stärke 3,5 mm zeigen im Vergleich mit Nirostaeinlagen der Stärke 1,1 bzw. 1,0 mm einen sechsfachen bzw. vierfachen Unterschied.
Das oben Gesagte verdeutlicht, daß man, um den gleichen Effekt, den man mit den Nirostaeinlagen der Stärken 1,1, 1,0 und 0,9 erreicht, zu erzielen, noch stärkere (dickere) Plexidureinlagen als die bisher verwendeten 4,0 und 3,5 mm Stärken verwenden muß. Das würde aber die oben angedeuteten Unannehmlichkeiten (zu starkes Auftragen im Schuh, erhebliche Verengung des Schuhraumes und unangenehmes Stauungsgefühl mit eventuellen Nachschmerzen) verstärkt mit sich bringen.
Aus diesen Gründen ist der Werkstoff Nirosta (V2A) dem Werkstoff Plexidur als Einlagematerial ohne weiteres vorzuziehen.
Wenn man als erträgliche äußerste Grenze der Nachgiebigkeit der Einlagen 2 mm setzt, dann ergeben sich folgende graphischen Darstellungen und Tabellen.
In den graphischen Darstellungen V und VI ist die Nachgiebigkeit der Nirosta- bzw. Plexidureinlagen in Bezug zu Schuhgröße und Gewicht gebracht. Die resultierenden Kurven geben den linearen Anstieg der Nachgiebigkeit in Abhängigkeit von zunehmender Schuhgröße und Gewicht an, und zwar jede Kurve für eine entsprechende Belastungsgruppe und Materialstärke.

Nimmt man die Grenze von 2 mm und zeichnet sie ein, so gibt der unter der Grenze liegende Raum die mögliche Verordnungsbreite für NIROSTA-Einlagen (graphische Darstellung V) und PLEXIDUR-Einlagen (graphische Darstellung VI) an unter Berücksichtigung der einzelnen in das Kurvenbild eingetragenen Faktoren.
Die Tabellen IV und V ermöglichen bei bekannter beruflicher Belastung, Schuhgröße und Gewicht sofort die optimale Einlagestärke auszusuchen.



Graphische Darstellung V.

Höchste Durchschnitts-Endwerte der Nachgiebigkeit der NIROSTA - Einlagen in Abhängigkeit von der beruflichen Belastung [Gruppe A,B,C] der Einlagestarke [1.1 1.0 0.9 mm] dem Gewicht und der Schuhgröße



Graphische Darstellung VI

Höchste Durchschnitts-Endwerte der Nachgiebigkeit der PLEXIDUR-Einlagen in Abhängigkeit von der beruflichen Belastung [Gruppe C] der Einlagestärke [4,0 3,5mm] dem Gewicht und der Schuhgröße

	Gruppe A Sehr stark beanspruchte Einlagen	Gruppe B Stark beanspruchte Einlagen	Gruppe C Normal beanspruchte Einlagen
Gewicht kg. 55-60 Schuhgröße 37-39	Nir: 1.1 1.0 — mm	Nir: 1.1 1.0 0.9 mm	Nir: 1.1 1.0 0.9 mm
60-65 39-40	Nir: 1.1 1.0 — mm	Nir: 1.1 1.0 0.9 mm	Nir: 1.1 1.0 0.9 mm
65-70 40-41	Nir: 1.1 — — mm	Nir: 1.1 1.0 — mm	Nir: 1.1 1.0 — mm
70-80 41-42	Nir: 1.1 — — mm	Nir: 1.1 — — mm	Nir: 1.1 1.0 — mm
80-85 42-43	Nir: — — — mm	Nir: 1.1 — — mm	Nir: 1.1 1.0 — mm
80-85 43-44	Nir: — — — mm	Nir: — — — mm	Nir: 1.1 — — mm

Tabelle IV: Bestmögliche Verordnung der Stärke des Materials NIROSTA bei bekannter beruflichen Belastung, Gewicht und Schuhgröße

	Gruppe C Normal beanspruchte Einlagen
Gewicht kg. 55-60 Schuhgröße 37-39	Plex: 4.0 3.5 mm
60-65 39-40	Plex: 4.0 — mm
65-70 40-41	Plex: 4.0 — mm
70-80 41-42	Plex: — — mm
80-85 42-43	Plex: — — mm
80-85 43-44	Plex: — — mm

Tabelle V: Bestmögliche Verordnung der Stärke des Materials PLEXIDUR bei bekannter beruflichen Belastung, Gewicht und Schuhgröße

KRITISCHE BETRACHTUNG VERSCHIEDENER EINLAGE-MATERIALIEN

Bei der Beurteilung der Werkstoffe NIROSTA und PLEXIDUR als Einlagematerialien ist man von der Messung der Nachgiebigkeit (also gleichzeitig der Widerstandsfähigkeit) dieser Stoffe ausgegangen.

Ist das aber die einzige Anforderung, die die Werkstoffe erfüllen müssen?

Man ist stets auf der Suche nach neuen Materialien, die den von ZUR VERTH gestellten Anforderungen

1. Orthostatische Stützung oder Aufrichtung des Fußes.
2. Konstanz ihrer Eigenform bei größter Elastizität, so daß sie zur Stützung keine Anleihe am Schuhboden macht.
3. Änderungsfähigkeit und Anpaßbarkeit.
4. Vermeidung unnatürlicher Formerzwingung für den Fuß.
5. Platzersparung, so daß die bis dahin getragene Schuhgröße beibehalten werden kann.
6. Geringes Gewicht.
7. Wohlfeilbarkeit und Haltbarkeit

genügen.

Es erhebt sich aber die Frage, ob es überhaupt ein Einlagematerial gibt, das all diesen Anforderungen völlig entspricht, also als ideales Material anzusehen ist, denn alle bisher verwandten Werkstoffe brachten auch viele Nachteile mit sich.

Die Einlagen müssen, nimmt man ein Material, das keine zu hohe Widerstandsfähigkeit besitzt, zu dick gestaltet werden, andere Materialien besitzen eine zu hohe Aufsaugquote für Wasser oder Schweiß.

Bezüglich der Korosionsbeständigkeit erwies sich das eine oder das andere Material mehr bzw. weniger geeignet.

Sicherlich, Plexidur hat im Vergleich zu Nirosta ein geringeres spezifisches Gewicht und ist leicht zu verarbeiten, um die mangelnde Widerstandsfähigkeit dieses Materials zu kompensieren muß die Ein-

lage aber sehr viel dicker gestaltet werden. Dadurch trägt sie stark im Schuh auf und ist trotzdem zu Nirosta den hohen Beanspruchungen nicht gewachsen. Eine eventuelle Nachkorrektur, bei Nirosta fehlerlos möglich, schwächt bei Plexidur dagegen die Einlage.

In Bezug auf leichte Verarbeitbarkeit und geringeres spezifisches Gewicht erscheinen andere Materialien, wie z.B. DURALUMINIUM im Vergleich zu Nirosta besser geeignet, jedoch dürfen die Nachteile, die auch diese mit sich bringen, nicht übersehen werden, nämlich mangelnde Korosionsbeständigkeit und geringere Widerstandsfähigkeit.
Aus dieser Tatsache, daß Vorteile des einen Materials gerade Nachteile des anderen sind und umgekehrt, läßt sich feststellen, daß es ein ideales Material zur Herstellung von orthopädischen Einlagen, das all den obigen von ZUR VERTH gestellten Anforderungen genügen würde, bis heute noch nicht gibt.

ZUSAMMENFASSUNG

Im ersten Teil wurde auf die Behandlungsziele, die durch die Einlage erreicht werden können, die Anforderungen, die ihr gestellt werden sollen und den Unterschied zwischen orthopädisch individuell angepaßten und vorgefertigten, industrievertriebenen Einlagen, eingegangen.
Weiter wurden verschiedene Fußdeformitäten und ihre Behandlungsziele durch die hierfür aus verschiedenen Werkstoffen gefertigten Einlagen erwähnt. Im Besonderen wurden die Problemstellung, die Untersuchungsmaterialien Nirosta, V 2 A und Plexidur und die angewandte Methodik beschrieben.

Im zweiten Teil wurden die Ergebnisse der Messung der Veränderungen von NIROSTA - V 2 A - Einlagen der Stärke 1,1 1,0 und 0,9 mm und PLEXIDUR-Einlagen der Stärke 4,0 und 3,5 mm, diskutiert.
Dabei hat sich gezeigt, daß Nirosta bezüglich geringerer Nachgiebigkeit (also gleichzeitig Widerstandsfähigkeit) einwandfrei ein besseres Material ist als Plexidur.
Zugleich ist es gelungen, die bestmögliche Verordnung der Stärke dieser beiden Einlage-Materialien bei bekannter beruflicher Belastung, Gewicht und Schuhgröße der Patienten festzulegen.

Besonderen Dank und Hochachtung erlaube ich mir, Herrn Professor Dr. med. A. Rütt zu entbieten, der mir die Möglichkeit gab, mich mit dem vorliegenden Thema zu befassen.

Vielen Dank auch Herrn Oberarzt Dr. med. R. Heupel und allen anderen, die mich bei meiner Arbeit so freundlich unterstützt haben.

QUELLENNACHWEIS

BÄHR F.	Über Plattfußeinlagen Arch. Orthop. Chir. 1912, 11, S. 183
v. BAYER H.	Spreizfußeinlage Zeitschr. für Orthop. 1937, 66 S. 415
BARDACH H.	Über Gummieinlagen in orthop. Schuhen Wien, Klinische Rundsch. 1908, 22. Jahrg. S. 614
BEELY F.	Federnde Einlegesohlen für Pes planus und valgus. Monatsschrift für ärztliche Polytechnik 1886, III, S. 85
BLENCKE A.	Über Plattfuß-Entlastungs- und Stütz- einlagen in der Kassen- und Unfall- praxis Mschr. für Unfallheilk. 1928, 5, S. 160
BRAATZ E.	Eine verbesserte Einlage für die Behand- lung des Knickfußes Zschr. für Orthop. 1936, 65, S. 184
BRINKMANN E.	Eine neue Federeinlage bei bewegungs- behinderten Fußgelenken
CRAMER K.	Plattfußschuhe und -einlagen Deutsche Orthopädie 1925, 6, S. 1
DEBRUNNER H.	Die Formvarianten des Kinderfußes in Wachstum und Entwicklung des Fußes beim Jugendlichen Ferd. Enke, Sttgt., 1965, S. 53
DICKSON F. and DIVELEY R.	Supports in Functional Disorders of the Foot J. B. Lippingott Comp. Philadelphia, Montreal, London 1939, 2. Aufl. S. 106 und 157

ELSNER W. Eine neue Knickfußeinlage
Zschr. f. Orthop. 1953, 83, S. 97

FISCHER E. Über die Einlagebehandlung des mobilen statischen Plattfußes. Eine neuartige orthop. Einlage
Arch. orthop. chir. 1919, 16

FISCHER E. Die Einlagebehandlung beim Pes transversoplanus und bei der Köhler'schen Erkrankung der Metatarsophalangealgelenke
Med. Klin. 1923, S. 1264

FISCHER E. Elastizität und Form der Plattfußeinlagen.
Verh. dtsch. orth. Ges. 1923, 18, S. 44

FISCHER E. Die elastischen Plattfußeinlagen
Münch. med. Wschr. 1925, Nr. 9, S. 351

FISCHER E. Die Einlagebehandlung des Knickplattfußes
Zschr. f. Orthop. 1928, 23. Kongr. S. 335

FISCHER E. Warum war die Einlagebehandlung des Knickplattfußes von ungenügendem Erfolg?
Zschr. f. Orthop. 1931, 26. Kongr. S. 273

FISCHER E. Arch. f. Orthop. u. Unfallchir. 1933, 33, S. 222

FISCHER E. Wie hat die orthopädische Einlage beschaffen zu sein?
Arch. f. Orthop. u. Unfallchir. 1938, 38, S. 25

GAUGELE K. — Die abnorme Plantarflexion der Mittelfußknochen (Spreizfuß- und Buckeleinlage)
Zentralblatt f. Chirurgie 1932, III, S. 2526

GROUVER P. — Neue Vorschläge zur Lösung der Schuh- und Einlage-Frage
Zschr. f. Orthp. 1938, 68, S. 445

HACKENBROCH M. — Behandlung des Pes valgo planus (Vorbeugung und konservative Behandlung)
Handbuch der Orthopädie 1961, IV/2, S. 1045

HASS J. — Hohl- und Plattfuß in konservative und operative Orthopädie
Verlag Julius Springer, Wien, 1934, S. 203

HOFFA A.
BLENCKE A.
DREHMANN G.
COCHT H.
WITTEK A. — Deformitäten des Fußes in Orthopädische Chirurgie
Verlag Ferd. Enke, Sttgt. 7. Auflage 1925, S. 1 und 767

HOFFA A. — Eine Modifikation der Plattfußeinlagen bei Knickfüßen
Zentralblatt f. chirurg. und mechan. Orthopädie (1907, I, S. 3)

HOHMANN G. — Über die orthopädische Einlage
Münch. med. Wschr. 1926, Nr. 27, S. 118

HOHMANN G. Die orthopädische Einlage in Fuß und Bein, ihre Erkrankungen und deren Behandlung. Verlag. J.F. BERGMANN, München, 2. Auflg. 1946, S. 175

HOHMANN G. Die orthopädische Einlage in Fuß und Bein, ihre Erkrankungen und deren Behandlung Verlag. J.F. BERGMANN, München, 1948 4. Auflg., S. 101

JOACHIMSTHAL G. Plattfußeinlagen nach Lange Zbl. Chir. 1904 Nr. 5, S. 136

JOSEPH E. Senkfuß nach Unfall und das Tragen pneumatischer Einlagen Mschr. f. Unfallheilk. 1925, 32, S. 5

KATZ J. Über das System der pneumatischen Fußeinlagen Wien, med. Wschr. 1924, Nr. 37, S. 1921

KAUTTER C.T. Herstellungsverfahren und Verarbeitungstechnik für organische und Mehrschichtengläser auf Akrylbasis in Kunststoffe 1947, Heft 7, S. 141

LANGE M. Fußfehlformen in Orthopädie und Traumatologie 2. Bd. Verlg. Ferd. Enke, Sttgt., 1965, S. 317

LEISTEN A. Einlagen und Knochen-Muskelrichter Zschr. f. med. Technik 1950, Heft 1, S. 10

LENGFELNER K. Kurze Mitteilung über Versuche mit Celluloideinlagen in Verbindung mit Filz und Gummi
Zbl. Chir. 1906, Nr. 40, S. 1083

LENGFELNER K. Technik des Gipsabdruckes (nach Hoffa-Lengfelner) bei Herstellung von Plattfußeinlagen.
Münch. med. Wschr. 1907, Nr. 40 S. 1992

LENGFELNER K. Die Behandlung des Knickfußes mit Einlagen und orthopädischen Apparaten.
Wien, klin. Rundschau, 1908, 22, S. 277

LENGEMANN P. Individuelle Senkfußeinlagen ohne Gipsmodell
Zb. f. Chir. 1935, II, S. 1932

LEWIN PH. Felt, Pads and other Arch Supports in the Foot and Ankle 2. Auflg.
Verlg. Lea u. Febiger, Philadelphia 1941, S. 96

LEWIN PH. Supports for Flat-foot in the Foot and Ankle. 2. Auflg. Verlg. Lea u. Febiger, Philadelphia 1941, S. 150

LUCKE H. Die Technologie des organischen Glases in Kunststoff-Rundschau
1962 Heft 6 S. 273, Heft 7, S. 330, Heft 8, S. 376

MARQUARDT W. Die Akrylharze "Plexiglas" und "Plexigum" in der orthop. Technik
Zschr. f. Orthop. 1939, 69, S. 380

MARQUARDT W. Zur Einlagebehandlung der Metatarsalgie
Zschr. f. Orthop. 1952, 81

MARQUARDT W. Die Schuheinlagen
in Handbuch der Orthopädie
1957, Bd. I, S. 1050

MATTISON D. What are "arch-support" shoes
Amer. med. 1933, 39, S. 582

MATZEN F. Erworbene Fußdeformitäten
in Lehrbuch der Orthopädie 2. Auflg.,
Verlg. Volk und Gesundheit, Berlin
1967, II, 580

MAYR O. Die Vielseitigkeit der sog. Plattfuß-
einlagen.
Prakt. Arzt, 1933, 18, S. 8 und 31

MAU C. Über Einlageversorgung mit einer Holz-
Leder-Spezialtechnik (Perpedo-Einlage)
Med. Welt, 1934, Nr. 32, S. 1124

MOMMSEN F. Über die Wirkung von orthopädischen
Einlagen auf den Gang des Kleinkindes
im allgemeinen.
Zschr. f. Orthp. 1934, 61, S. 1

NEUSTÄTTER O. Zur Geschichte der Orthopädischen
Technik
Verh. dtsch. orth. Ges. 1921, 15. Kongr.
S. 549

NIEDERECKER K. Einlagen und Schuhe
in Der Plattfuß, Klinik, Pathologie kon-
servative und operative Behandlung
Verlg. Fer. Enke Sttgt., 1959, S. 157

PETCO E. Indikation und Therapie der Kugelein-
lage (n. Spitzy)
Münch. Med. Wschr. 1922, Nr. 26, S. 970

PFAB B. Eine neue Einlage zur Behandlung des Kalkaneus
Zbl. Chir. 1931, S. 2029

PITZEN P. Eine individuelle Plattfußeinlage aus plastischem Kork.
Zschr. f. Orth. 1933, 60, S. 234

PREISER G. Die Fußdeformitäten
in Lehrbuch der Orthopädie
Verlg. Gustav Fischer 1914, S. 716

PÜSCHEL F. PLEXIDUR
in Werkstoffe in Orthopädiemechaniker- und Bandagistenhandwerk
Verlg. Herbert Gram, Berlin, 1955, S. 69

PÜSCHEL F. Verarbeitungstechnik für die Verformung von Plexidur
in Kosmetische und Orthopädische Kunststofferzeugnisse.
Verlg. Herbert Gram, Berlin, 1956, S. 58

RABL C. Fehler der Fußwölbung
in Orthopädische Schuhe und Stützeinlagen zur Behandlung von Fehlern der Füße und Beine.
Verlg. Ferd. Enke, Sttgt., 3. Auflg. 1951, S. 23

RABL C. Stützeinlagebehandlung
in Orthopädische Schuhe und Stützeinlagen zur Behandlung von Fehlern der Füße und Beine.
Verlg. Ferd. Enke, Sttgt., 3. Auflg., 1951, S. 31

RENESSE H. Die Form der Plattfußeinlage
Med. Welt, 1935, 9, S. 1811

RENESSE H. Theorie und Bau der Plattfußstütze
Zbl. f. Chir. 1936, II, S. 214

ROBERTS W. The influence of the os calcis on the production and correction of valgus deformitecs of the foot.
in The American journal of orthopedic surgery
1916, Nr. 12, S. 720

ROMICH S. Eine neue Plattfußeinlage
Dtsch. med. Wschr. 1920, S. 400

ROMICH S. Starre oder elastische Einlagen?
Zschr. orthop. Chir. 1935, 62, S. 402

RÜTT A. Frage der Behandlung der Fußschwäche mit Einlagen
Zschr. f. Orthop. 1953, 83, S. 398

RÜTT A. Ergebnisse einer Fußreihenuntersuchung
Zschr. f. Orthop. 1953, 83, S. 393

RÜTT A. Der Hohlfuß
in Handbuch der Orthopädie 1961,
Bd. IV/2, S. 1068

SAXL A. Über orthopädische Schuheinlagen
Dtsch. ärztl. Wschr. 1926, S. 264

SPEED J.S., HUGH SMITH Arch Supports
in Campberll's operative orthopedics
Verlg. The c.v. Mosty company 1949,
Vol. I, S. 18

SPITZY H. Ausnützung von Ausweichbewegungen zur Korrektur von Fußdeformitäten (aktive Einlagen) Münch. med. Wschr. 1921, Nr. 7, S. 199

SCHANZ A. Der Platt- und Hohlfuß in Handbuch der orthop. Technik Verlg. Gustav Fischer, 2. Auflg. 1923, S. 652

SCHMIDT F. Eine neue Einlage zur Nachbehandlung von korrigierten Klumpfüßen Zbl. f. Chir. 1935, II, S. 1576

SCHNEIDER E. Die Behandlung des Plattknickfußes durch federnde Einlagen mit Seitenlappen. Zbl. f. Chir. 1927, S. 715

SCHOTTE M. Fußbeschwerden und ihre Behandlung Med. Welt, 1934, I, S. 244

STAUDINGER G. Einlagentechnik Arch. Orthop. u. Unfallchir. 1931, 30, S. 455

STOFFEL A. Die Plattfußeinlage Zschr. f. Orthop. 1921, 24, Kongr., S. 337

THOMSEN W. Die orthopädische Einlage in Kampf der Fußschwäche, Ursachen, Mechanismus, Mittel und Wege zu ihrer Bekämpfung. Verlg. J.F. Lehrmanns 1939, S. 213

VALENTIN B. Geschichte der Orthopädie Verlg. Thieme, Sttgt. 1961

VOGEL H. — Über eine neue pneumatische Fußstütze (Balloneinlage) für die Behandlung des leichten und mittelschweren Plattfußes. Zbl. f. Chir. 1935, II, S. 1572

Von VOLKMANN — Aufrichtungs- und Behandlungserfolge des kindlichen Knickfußes mit der Winkelhebel-Flügeleinlage. Zschr. f. Orthop. 1954, 42. Kongr., S. 336

VULPIUS O. — Die Heidelberger Plattfußeinlage Münch. Med. Wschr. 1911, Nr. 46, S. 2448

VULPIUS O. — Zur Einlagebehandlung des Plattfußes Münch. Med. Wschr. 1912, Nr. 10, S. 526

WELLMITZ G. — Eine Metall-Leder-Einlage Beiträge zur Orthopädie und Traumatologie, 1963, 10, S. 722

WHITMANN R. — Beitrag zur Behandlung des Plattfußes. Transact. from the American Orthopedic Association. Acad. de med. 1889, S. 73

WILL H. — "Plexidur" in der Orthopädie Zschr. Fortschritte der Medizin 1953, Nr. 9, S. 203

WISBRUN W. — Zur Einlagebehandlung des erworbenen Plattfußes. Detorsion oder Verstrebung? Zschr. f. Orthop. 1952, 82, S. 90

ZUR VERTH — Prophylaxe und Therapie des Plattknickfußes. Sitzungsber. Hamb. ärztl. Verein, Sitz. von 24, 1924

ZUR VERTH — Orthopädische Schuhe, Pneumette und Emser-Pneumatika in der Senkfußbehandlung. Münch. Med. Wschr. 1925, Nr. 4, S. 131

ZUR VERTH — Die zweckmäßige Einlage. Zbl. f. Chir. 1936, II, S. 1117

ZUR VERTH — Die Technik der Schuheinlage. Verh. Dtsch. Orth. Ges., 1937, 32. Kongr., S. 297

LEBENSLAUF

Als zweites Kind des Gastwirtes Charilaos Petsos und dessen Frau Magdalini, geborene Nikou, wurde ich, Georgios Petsos am 8.12.1943 in Axioupolis, Griechenland, geboren.

Im Jahre 1949 wurde ich dort in die Volksschule, die ich bis 1955 besuchte, eingeschult. Anschließend bestand ich die Aufnahmeprüfung auf das ebenfalls in Axioupolis befindliche Gymnasium und legte dort im Juni 1961 das Zeugnis der Reife ab.

1962 ging ich nach Deutschland, um dort mit dem Studium der Zahnheilkunde zu beginnen.

1963 bestand ich in Würzburg die "Aufnahmeprüfung zur Feststellung der Hochschulreife" und erhielt zum SS 1963 einen Studienplatz an der Julius-Maximilians-Universität.

Nach dem SS 1965 legte ich die zahnärztliche Vorprüfung ab und bestand im Sommer 1968 die zahnärztliche Prüfung.

Ich versichere ehrenwörtlich, daß ich die vorliegende Arbeit selbständig verfaßt und außer der angegebenen Literatur keine weiteren Hilfsquellen benutzt habe.

Ich versichere ehrenwörtlich, daß ich bisher von keiner anderen Seite ein Dissertationsthema zur endgültigen Bearbeitung erhalten habe.

Georgios Petsos

VERVIELFÄLTIGUNG
E. Schmitt u. M. Meyer
Würzburg
Alte Kasernstraße 7
Tel. 591374

VERVIELFÄLTIGUNG

E. Schmitt u. M. Meyer
Würzburg
Alte Kasernstraße 7
Tel. 591374